

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

Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

«На правах рукопису»
УДК 535-7, 535-3

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри
«16» 12 2019 р.

Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності: 151 Автоматизація та комп'ютерний-інтегровані
технології

на тему: «МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ
БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН.»

Виконала:
студентка II курсу, групи ПБ-82мп
Олійник Єлизавета Володимирівна

Керівник:
к.т.н, доцент
Безугла Наталя Василівна

Консультант з розділу: "Розробка стартап-проекту":
д.с.н., доцент
Бояринова К. О.

Рецензент:
проф. каф. ПБ 2т.н. Киричук Ю.В.

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

Студент

Київ – 2019 року

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

Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою
Спеціальність (спеціалізація) – 151 Автоматизація та комп'ютерний-інтегровані технології

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри



«10» 03 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Олійник Єлизаветі Володимирівні

1. Тема дисертації «Комп'ютерно-інтегрована система оцінки показника заломлення біологічних середовищ», науковий керівник дисертації Безугла Наталя Василівна, к.т.н., доцент, затверджені наказом по університету від «04» листопада 2019 р. №3848-с.
2. Термін подання студентом дисертації - 12 грудня 2019 року.
3. Об'єкт дослідження - процес взаємодії випромінювання з біологічним зразком при дослідженні показника заломлення гоніометричним методом.
4. Предмет дослідження – гоніометрична система визначення показника заломлення біологічних середовищ.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: 1. Провести аналіз питання визначення показника заломлення. 2. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів оптичних досліджень показника заломлення біологічних тканин. 3. Визначити основні недоліки методів вимірювання показника заломлення. 4. Запропонувати конструктивні рішення удосконалення методів визначення показника заломлення. 6. Розробити математичну модель запропонованого рішення. 7 провести дослідження для визначення показника заломлення. 8. Порівняти результати.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу - таблиці, графіки, зображення 1.
7. Орієнтовний перелік публікацій - доповідь на конференції.

8. Консультанти розділів дисертації

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

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Розглянути особливості зміни показника заломлення в біологічному середовищі	02.09.19 – 16.09.19	виконано
2	Методи та засоби дослідження показника заломлення	16.09.19 – 20.09.19	виконано
3	Вибір та обґрунтування методів дослідження	23.09.19 – 10.10.19	виконано
4	Розробка складових елементів гоніометричного методу	07.10.19 – 10.11.19	виконано
5	Проведення експерименту дослідження та обробка результатів.	10.11.19 – 15.11.19	виконано
6	Розробка стартап-проекту	15.11.19 – 19.11.19	виконано
7	Оформлення матеріалів магістерської дисертації.	19.11.19 – 09.12.19	виконано

Студентка



Є. В. Олійник

Науковий керівник дисертації



Н. В. Безугла

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: 87

Кількість ілюстрацій: 31

Кількість таблиць: 27

Кількість формул: 21

Кількість джерел за переліком посилань: 36

Актуальність теми дослідження. Склад біологічних тканин досить неоднорідний – як правило, це складні структури, які містять нерозчинні сполуки у рідині. У зв'язку з цим оптичні властивості тканин сильно залежать від складу, концентрації, характеру тих речовин, які входять до складу тканини. Показник заломлення є достатньо чутливим оптичним параметром, визначення якого дає можливість отримати інформацію про зміну в біологічному зразку, яке є свідченням порушення біологічних процесів в організмі людини.

Мета дисертаційної роботи – розробка методу для дослідження показника заломлення в біотканинах на основі призми та еліпсоїдального рефлексора.

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

Предмет дослідження – гоніометрична установка визначення показника заломлення в біотканинах.

Методи дослідження – метод геометричної оптики, оптичні методи визначення показника заломлення, математичні методи, метод еліпсоїдальних рефлексорів.

Завдання дослідження. Наукові завдання є наступні:

1. Огляд та аналіз методів дослідження показника заломлення в біотканинах.
2. Розробка установки для дослідження показника заломлення.
3. Проведення дослідів за допомогою розробленої гоніометричної установки.

4. Аналіз отриманих даних.
5. Розробка стартап-проекту

Практична цінність – розроблено алгоритм та математичне обґрунтування для дослідження показника заломлення в біологічних тканинах гоніометричним методом.

Наукова новизна – встановлено залежність між концентрацією дослідженої речовини та прямою розсіювання, отриману гоніометричним методом.

Апробація результатів дослідження

Основні положення та результати роботи обговорювалися на XV Науково-практичної конференції «ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ», 10-11 грудня 2019 року, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського» м. Київ, Україна.

Публікації – за результатами досліджень опубліковано 1 наукову працю, матеріали тези конференції (Додаток А).

Олійник Є. (студент) МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНІН, XV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні, 10-11 грудня 2019 р. м. Київ

Ключові слова: показник заломлення, біологічна тканина, гоніометричний метод.

ABSTRACT

Scope of work: 87

Number of illustrations: 31

Number of tables: 27

Number of formulas: 21

Number of sources in the list of links: 36

Relevance of the research topic. The composition of biological tissues is rather heterogeneous - usually complex structures that contain insoluble compounds in a liquid. In this regard, the optical properties of the tissues depend strongly on the composition, concentration, nature of the substances that make up the fabric. The refractive index is a sufficiently sensitive optical parameter, the determination of which gives the opportunity to obtain information about a change in a biological sample, which is evidence of disturbance of biological processes in the human body.

The purpose of the dissertation is to develop a method for investigating the refractive index in biological tissues based on a prism and an ellipsoidal reflector.

The object of study is the process of changing the refractive index in the interaction of radiation with biological tissue.

The subject of the study is a goniometric device for determining the refractive index in biological tissues.

Research methods - geometric optics method, optical methods for determining the refractive index, mathematical methods.

Objectives of the study. Scientific tasks are as follows:

1. Review and analysis of methods of study of the refractive index in biological tissues.
2. Development of the installation for the study of refractive index.
3. Conducting experiments using a developed goniometric unit.

4. Analysis of the received data.
5. Development of a startup project

Practical value - an algorithm and mathematical justification for the study of refractive index in biological tissues by goniometric method have been developed.

Scientific novelty - the relationship between the concentration of the dissolved substance and the scattering spot obtained by the goniometric method has been established.

Testing the results of the study

The main provisions and results of the work were discussed at the 15th Scientific and Practical Conference "EFFICIENCY OF ENGINEERING SOLUTIONS IN APPLIANCE", December 10-11, 2019, NTUU "KPI them. Igor Sikorsky »Kyiv, Ukraine.

Publications - According to the results of the research, 1 scientific paper and conference proceedings were published (Appendix A).

Oliynyk E. (student) METHODS OF RESEARCH OF BIOLOGICAL FABRIC INDICATORS, XV All-Ukrainian scientific-practical conference of students, graduate students and young scientists Effectiveness of engineering decisions in instrument making9-11.

Keywords: refractive index, biological tissue, goniometric method.

Зміст

Розділ 1 ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	9
1.1 Показник заломлення і як він змінюється в біологічних середовищах.....	9
1.2 Методи дослідження показника заломлення біологічних середовищ.....	17
1.3 Гоніометричний метод дослідження оптичних параметрів	24
1.4. Постановка задачі.....	26
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1.....	27
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРАХУНКУ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ	28
Розділ 2.1 Принцип роботи методів дослідження показника заломлення	28
2.1.1. Рефрактометр Аббе.	28
2.1.2 Гоніометричний метод.....	30
2.2 Вибір основних складових для розробки установки гоніометричного методу	32
2.3 Математичні розрахунки методів дослідження показника заломлення.....	38
2.3.1. Математичне обґрунтування методу рефрактометрії Аббе	38
2.3.2. Математичне обґрунтування для гоніометричного методу.....	39
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2.....	45
РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРЕМЕНТ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ.....	46
3.1 Вибір досліджуваного зразка	46
3.2 Дослідження показника заломлення рефрактометром Аббе.....	46
3.3 Дослідження показника заломлення гоніометричним методом	50
3.4 Аналіз отриманих даних	60
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3.....	61
РОЗДІЛ 4 СТАРТАП ПРОЕКТ	62
4.1 Опис ідеї проекту.....	62
4.2 Технологічний аудит ідеї проекту	64
4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	66
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту	74
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	77
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4.....	81
СПИСОК ЛІТЕРАТУРА	83
Додаток А	
Додаток Б	
Додаток В	

Розділ 1 ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Показник заломлення і як він змінюється в біологічних середовищах

Тканини - надзвичайно складні комплекси, що включають велике розмаїття молекул, структур і функціональних одиниць. Незважаючи на таку складність, можливо розгляд усереднених оптичних властивостей з урахуванням певних обмежень і припущень. Біологічні зразки можна розділити на два великі класи: оптично мутні, такі як шкіра, мозок, стінка судини, кров, склера, оптичні властивості яких описуються моделлю багаторазового розсіювання; прозорі, такі, як рогівка і кришталик ока, оптичні властивості яких описуються в моделі одноразового [1].

Біологічні тканини є оптично неоднорідними, вони сильно розсіюють і поглинають промінь світла. Біологічний зразок є таким середовищем, яке має середній показник заломлення більше ніж у повітря. На кордоні розділу біологічного об'єкту - повітря частина випромінювання відбивається, так зване Френелівське відображення, а інша частина поглинається. За рахунок багаторазового розсіювання і поглинання випромінювання в кожній клітині зразка відбувається експоненціальне загасання при поширенні в глибину біологічної тканини. Об'ємне розсіювання є причиною поширення значної частки випромінювання в зворотному напрямку, зворотне розсіювання.

Через багат шарової і багатокомпонентної структури шкіри взаємодія світла з нею виявляється дуже складним процесом. Наприклад, роговий шар сітківки ока відбиває близько 5 - 7 % падаючого випромінювання. При попаданні на межу двох середовищ колімований пучок світла перетворюється в дифузний за рахунок мікроскопічних неоднорідностей на кордоні повітря - роговий шар. На рис 1.1 показано модель взаємодії променя світла с біологічним об'єктом та поведінка його в залежності від пройденої відстані в середу біологічного зразка. Велика частина, відбитого шкірою, світла утворюється за рахунок зворотного розсіювання різними шарами тканини (роговий шар, епідерміс, дерма і мікросудина система). Поглинання розсіяного світла пігментами шкіри дає кількісну інформацію про концентрацію біліру-

біну, меланіну, води, про насичення гемоглобіну киснем, про зміст лікарських препаратів та інших поглиначів в тканини і крові, що є основою ряду діагностичних методів. Значне проникнення видимого та ближнього інфрачервоного світла через шкіру всередину організму людини, в області довжин хвиль так званого "терапевтичного вікна" (650 , 900 нм), є основою ряду методів фототерапії та оптичної діагностики (спектрофотометрії). Тверді тканини, такі, як ребра і черепна коробка, а також цілісна кров демонструють порівняно гарне пропускання у видимій та ближній інфрачервоній області спектра [1, 2].

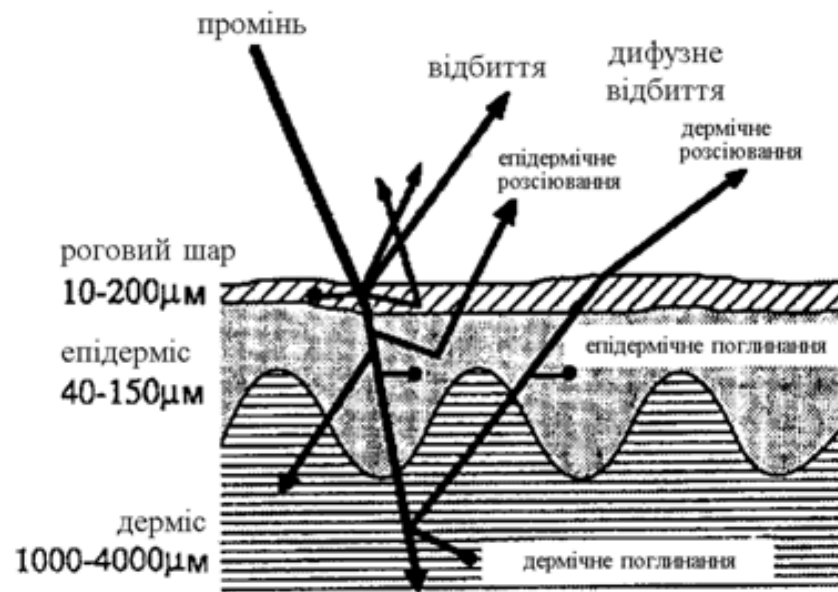


Рис.1.1 Взаємодія випромінювання з біологічною тканиною [3]

У залежності від довжини хвилі випромінювання, що падає, частина яка відбивається досягає 60 %. Розсіювання залежить від негетерогенних структур тканини і визначається різними показниками заломлення в різних шарах і різницею між шарами і навколишнім їхнім середовищем. Хвилі з довжиною набагато більшою, ніж діаметр шару, розсіюються клітинними структурами лише в незначному ступені.

Електромагнітний спектр широко використовуваних лазерів простягається від ІЧ (1 мм-0,78 мкм) до УФ (0,38-0,10 мкм) діапазону довжин хвиль. Глибину проникнення для довжини хвиль більше 1,0 мкм можна розрахувати на основі закону Ламберта-Бера в першому наближенні. [3]

Мітохондрії - домінуючі розсіювачі серед органел. Ці підклітинні структури виробляють велику більшість аденозинтрифосфатну кислоту в клітині, яка є енергетичною валютою клітинної сфери. Вони довгасті і відрізняються розмірами залежно від типу клітини, з поперечними розмірами 0,5–2 мкм. Крім того, що мітохондрії ускладнені біліпідною мембраною, вони мають внутрішню біліпідну мембрану зі складками, що проходять по всій внутрішній частині. Ця структура наділяє цю органелу високим показником заломлення щодо навколишнього цитозолу, що, в свою чергу, спричиняє високий ступінь розсіювання.

Найбільшим з органел є клітинне ядро, діаметром якого є діапазон 4-6 мкм. Ядро займає близько 10% об'єму клітини. Також ендоплазматичний ретикулум і апарат Гольджі є одними з великих органел в клітині біологічного зразка. Субмікронні везикули, відщеплені від цих структур, транспортують різні клітини молекули через клітину. Ці менші органели типу везикули включають лізосоми та пероксисоми діаметром 0,25-0,5 мкм. Клітини людини самі по собі змінюються за формою та розміром серед різних типів тканин із розмірами від 4 до > 100 мкм із типовим розміром близько 10 мкм. (Аксони нервових клітин можуть мати довжину більше метра, але поперечні розміри невеликі.) Ізольована клітина може бути сильним розсіювачем, але всередині тканини розсіювання значною мірою має субклітинне походження. У шкірі меланосоми є важливими розсіяними структурами розміром від 100 нм до 2 мкм. Вони містять частинки меланіну, які нанизуються у вигляді намистин.

[4]

Опорні тканини, що складаються з клітин і позаклітинних білків, таких як еластин і колаген. Вони забезпечують механічну міцність і довговічність. Властивості розсіювання цих тканин виникають як з малих неоднорідностей, так і з масштабних варіацій структур, які вони утворюють. Наприклад, колагенові фібрили мають смугову структуру, яка виробляє розсіювання Релея. Ця смуга має періодичність 70 нм, що на порядок в 10 разів менше довжини хвиль у вікні терапії та діагностики.

Фізична модель біотканини в тілі живої істоти представлено чотирма незалежними макроскопічними параметрами, які характеризують поширення випромінювання в тканини: параметр анізотропії розсіяння (g), коефіцієнт поглинання (μ_a), коефіцієнт розсіювання (μ_s), показник заломлення (n) (див. Табл. 1.1). Перераховані

оптичні параметри містять інформацію як про біохімічні властивості, так і морфологічних, структурних і функціональних особливостей тканини.[5]

Табл. 1.1 Макроскопічні оптичні параметри, що характеризують поширення випромінювання в біологічні тканини

параметр	позначення	характеристика
Показник заломлення	n	Ставлення швидкості випромінювання у вакуумі до швидкості в середовищі
Коефіцієнт поглинання	μ_a	Величина, зворотна середньої довжини вільного пробігу поглиненого фотона в біотканини
Коефіцієнт розсіювання	μ_s	Величина, зворотна середньої довжини вільного пробігу одноразово розсіяного фотона в біотканини
Фактор анізотропії	G	Середній косинус кута розсіювання

На межі розділу двох середовищ з різними показниками заломлення (n), таких як «повітря-шкіра» чи між різними шарами біотканини шкіри, відбувається два основних оптичних явища, це – відбиття та заломлення світла. Як представлено на рис. 1.2 модель шкіри має складну структуру у вигляді двох шарів: епідерміс та дерма, які мають свої оптичні показники відповідно для кожного шару.

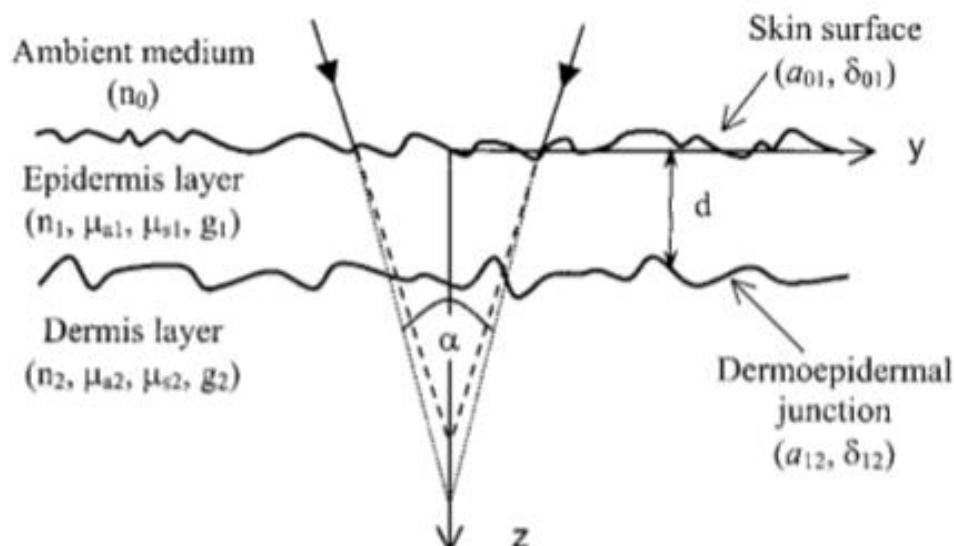


Рис. 1.2 Схематичне зображення двошарової моделі для тканини шкіри людини. [6]

Розподіл світла після проходження його через межу розподілу розглядається у верхній дермі в межах 2 мм від поверхні шкіри. У запропонованій на рис. 1.2 двохшаровій моделі епідерміс розглядаються як нескінченні плити в поперечному $x - y$ площині із середньою товщиною d по осі z , тоді як дерма трактується як напівнескінченний шар нижче дермо-епідермального стику. На епідермісі основним поглиначом світла є меланін, а в шкірі гемоглобін. Два інтерфейси, що відокремлюють епідерміс шкіри від навколишнього середовища та дерма, як передбачається, мають коливання висоти і моделюються як двох розмірні випадкові шорсткі поверхні в площині $x - y$. Отже, промінь світла проходить через межу двох середовищ, в якому відомо показник заломлення (n_0) повітря в середовище, де потрібно визначити основний оптичний показник (n_1) [6]

В табл. 1.2 наведено основні оптичні показники для біологічних структур, такі як роговий шар, епідерма, дерма, шкіра та кров. Відповідно до кожного біозразка наведено основні оптичні параметри, а саме параметр анізотропії розсіювання (g), коефіцієнт поглинання (μ_a), коефіцієнт розсіювання (μ_s) при різних довжинах світла в діапазоні від 193 до 800 нм. [5]

Табл. 1.2 Залежність оптичних параметрів біологічних об'єктів від довжини хвиль [5]

Назва	Довжина хвилі (нм)	μ_a (см ⁻¹)	μ_s (см ⁻¹)	g
Роговий шар	193	6000		
	250	1150	2600	0,9
	351	300	2200	0,9
	400	230	2000	0,9
Епідерма	250	1000	2000	0,69
	351	100	1100	0,72
	415	66	800	0,74
	585	36	470	0,79
	800	40	420	0,85
Дерма	250	35	833	0,69
	351	7	458	0,72
	415	4,7	320	0,74
	585	3	196	0,79
	800	2,3	175	0,85
Шкіра, кров	517	354	468	0,995
	585	191	467	0,995
	600	254	64	0,995

В залежності від характеристик поверхні біотканини шкіри має місце дзеркальне чи дифузне відбивання. Дзеркальне відбивання відбувається у випадку, коли нерівності поверхні суттєво менші довжини хвилі зондуючого випромінювання. У цьому випадку нормалі падаючого та відбитого пучків випромінювання, а також нормаль до відбиваючої поверхні лежать у одній площині, а кут падіння дорівнює куту відбивання.

Більш поширеним є дифузне відбивання, коли величина нерівностей відбиваючої поверхні порівнянна, або більша ніж довжина хвилі випромінювання. Оскільки у поверхні шкіри завжди існують певні дефекти та нерівності дзеркальна компонента відбитого випромінювання незначна у порівнянні із частиною зондуючого випромінювання, яка відбивається та розсіюється у поверхневому шарі. Оскільки дзеркальна компонента малоінформативна для медичної діагностики її прагнуть позбавитись з використанням певної геометрії «освітлювач-спостерігач» чи за допомогою поляризаційних фільтрів. Для розрахунку використовувалася модель шкіри, що являє собою багат шарову структуру. [7]

М'які тканини складаються з щільно упакованих груп клітини, захоплені мережею волокон. Розглянутий у мікроскопічному масштабі складові тканини не мають чітких меж. Вони ніби зливаються в суцільну структуру виокремлюється оптично лише просторовими варіаціями показника заломлення. На рис 1.3 показано варіації показника заломлення для однієї клітини.

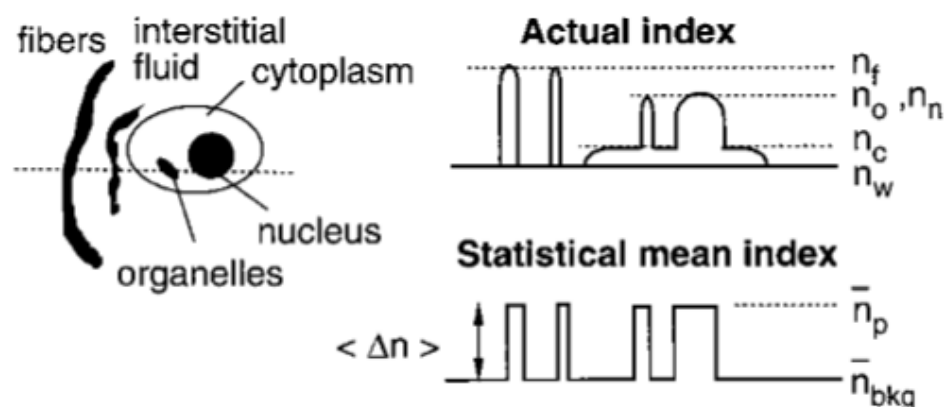


Рис.1.3. Просторові зміни показника заломлення біозразка [8]

Гіпотетичний профіль індексу, утворений шляхом вимірювання показники заломлення вздовж рядка в довільній прямій через об'єм тканини. Він складається з

цих елементів. Ширина піків в індексі пропорційні діаметрам елементів, а їх висота залежить від показника заломлення кожного елементу відносно елемента його безпосереднього оточення. [8]

Для знаходження показника заломлення органели спочатку визначається середній фоновий індекс як середньозважене значення показників заломлення цитоплазми (n_c) і тканинної рідини (n_s): [18]

$$n = f_c * n_c + (1 - f_c) * n_s$$

де, f_c – фракція рідини в тканині.

Далі визначаємо показник заломлення частинки як сума фонового індексу та середнього індекс варіації:

$$n_p = n + \{\Delta n\}$$

де, Δn – це показники заломлення волокон (f), ядер (n) і органели (o), які були визначені як основні учасники змін індексів.

Цей показник визначається як:

$$\{\Delta n\} = f_f(n_f - n_c) + f_n(n_n - n_c) + f_o(n_o - n_c)$$

Тобто, показник заломлення однієї клітини, це сума значень показників для кожної органели в дослідженому зразку.

Останнім часом біооптичні матеріали стали важливими лінійними та нелінійними оптичними матеріалами через їх голографічні записи в реальному часі. Потенціал зберігання інформації та багатооптична нелінійність складних молекулярних структур допомагає в дослідженні патологій біозразка. Одна з привабливих особливостей біооптичних матеріалів полягає в тому, що вони можуть бути генетично або хімічно модифіковані на молекулярній шкалі, щоб відповідати заданим програмам. [9]

Показник заломлення визначає швидкість світла в середовищі відносно швидкості світла у вакуумі. Зміни показника заломлення між двома середовищами спричиняють розсіювання, заломлення та відображення. Оскільки тканини неоднорідні за складом, показники заломлення для різних складових тканин можна використувати для обчислення властивостей розсіювання, для визначення відбиття та передачі на межах або для отримання ефективного показника заломлення для тканини в цілому. Показники заломлення різних тканин наведені в таблиці 1.3, де розглядаються різні тканини органів живих істот при різних довжинах хвиль, де яскраво видно різницю в значенні показника в залежності від довжини хвилі. [5]

Табл. 1.3 Показник заломлення для різних тканин, тканинних компонентів [5]

Тканина	Довжина хвилі	Показник заломлення
Людське око		
Водяний шар	-	1,336
Рогівка	550	1,377
Склера	442-1064	1,47-1,36
Око кроля		
Рогівка, фібрили	589	1,413±0,004
Рогівка, додаткові фібрили	589	1,335±0,01
Зуб людини		
Емаль	220	1,73
Емаль	400-700	1,62
Дентин	856	1,50±0,02
Емаль	856	1,62±0,02
Дентин	842-858	1,65
Емаль	842-858	1,54
Людське волосся	850	1,59±0,08
Нігті	842-858	1,51
Колаген сухий	850	1,53±0,02
Колаген гідратований	850	1,43±0,02

Вода складає значну частину більшості тканин і має показник $n = 1,33$. Це встановлює мінімальні значення для біологічних рідин та компонентів м'яких тканин. Основним компонентом в м'яких тканин є меланін, що знаходяться здебільшого в епідермальному шарі шкіри. Для нього показник заломлення має значення вище 1,6. Показники заломлення тканин, а саме: частини головного мозку, аорту,

легені, шлунок, нирки та сечовий міхур, має значення у діапазоні 1,36–40. Позаклітинна рідина та внутрішньоклітинна цитоплазма потрапляють у діапазон 1,35–1,38. Індекс заломлення жирових тканин становить близько 1,45. Мембрани, що охоплюють клітини і субклітинні органели, складаються здебільшого з ліпідів, а невідповідність індексу між цитоплазмою та цими ліпідними структурами є джерелом значної частини розсіювання в клітинних тканинах. Одне з твердих тканин таблиці, зубна емаль, має індекс, який зафіксовано в межах 1,62-1,73. [5]

Показник заломлення є одним з найважливіших фізичних властивості оптичного матеріалу. Однак більшість біооптичних матеріалів мають дуже високе поглинання, тому важко зробити самостійно оцінку біологічної поверхні без використання методів дослідження. Ці факти обумовлюють визначення їх показники заломлення утруднені. Тому в наступному пункті розглянемо різні методи дослідження показника заломлення. [9]

1.2 Методи дослідження показника заломлення біологічних середовищ.

На підставі статей та патентів було ознайомлено та опрацьовано з різними джерелами стосовно різних методів дослідження показника заломлення та експериментальних установок.

На основі цього матеріалу класифікація здійснена за 2 основними параметрами біологічного рівня: клітковий та тканинний (див. рис 1.4).



Рис 1.4 Класифікація методів дослідження показника заломлення

На рис 1.4 представлено основні методи дослідження оптичного параметру для біологічних зразків на рівні клітини та тканини. Тканинний рівень, це - метод повного внутрішнього відбиття, метод оптичної когерентної томограми, спектроскопія комбінованого розсіяння світла та метод конфокальної лазерної ендоскопії. Для дослідження показника заломлення в клітини використовуємо такі методи, як метод кутового розсіяння світла та метод 2D і 3D рефракції.

Розглянемо методи дослідження оптичного параметру на тканинному рівні.

Один із основних і сучасних методів визначення показника заломлення є - метод критичного кута був використаний для вимірювання показника заломлення неабсорбуючих речовин. Основна мета даного методу полягає в тому, щоб проілюструвати ефект повного внутрішнього відбиття в біологічних тканинах. Як добре відомо, з рефрактометра Аббе, ефект повного відбиття використовується для вимірювання показника заломлення n твердого або рідкого зразка у видимому діапазоні. На рис. 1.5 показано схематично установку, яка показує ефект повного внутрішнього відбиття в біологічному зразку.

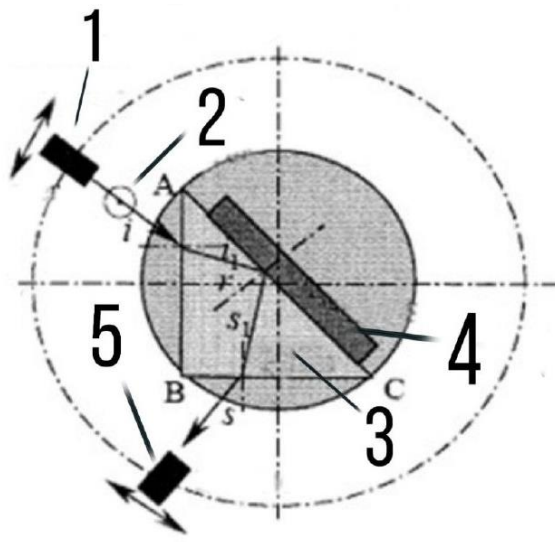


Рис. 1.5 Схема установки для визначення показника заломлення [10]:

1 – лазер, 2 – S-поляризатор, 3 – призма, 4 – об’єкт дослідження,
5 – детектор

Оптичні елементи всі встановлені на дослідному столі. Безперервний лазерний випромінювач служить в якості джерела світла. Лазерний пучок лінійно проходить через S-поляризатор та передається до трикутної призми, показник заломлення

якого становить 1,51468 при довжині хвилі 632,8 нм. Лазерний детектор використовується для виявлення світла, відбитого назад від трикутної призми і зразка тканини. Лазерний випромінювач та детектор обертаються синхронно на столі. Отримані результати кута дають змогу математично вирахувати показник заломлення. Проте, цей метод не може бути використаний безпосередньо для визначення цього оптичного показника в біологічних тканинах внаслідок її мутності. Тому, замість того, щоб аналізувати падаючий промінь світла, вивчається повторно відбитий промінь світла від кордону розділу призми і зразка тканини. [10]

Метод оптичної когерентної томограми дає змогу досліджувати біотканини за допомогою оптичного випромінювання ближнього інфрачервоного діапазону довжини хвиль. Випромінювання зонduючого пучка фокусується на тканині, а затримка зонduючого випромінювання, відбитого від внутрішньої мікроструктури біотканини, на різних глибинах, вимірюється інтерферометрично. Тобто, інтерферометр є основним елементом пристрою. На рис. 1.6 представлена схема установки інтерферометра Майкельсона. [11]

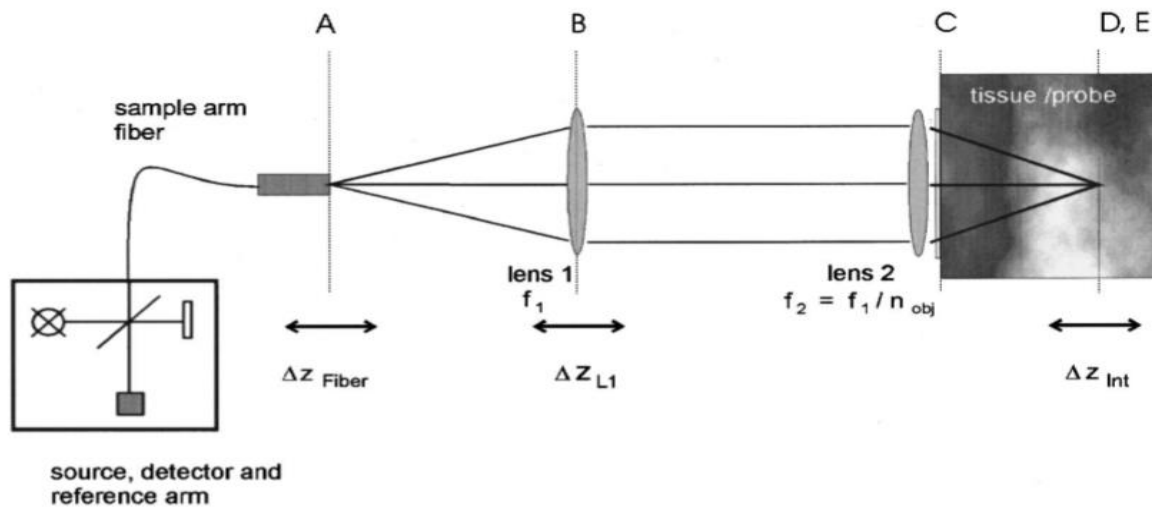


Рис. 1.6 Спрощена схема установки інтерферометра Майкельсона [12]

Принцип роботи полягає у тому, що оптичний шлях від джерела випромінювання до зразку, в опорному плечі, залишається постійним, в той же час, дистальний кінець важеля рухається в зразку. Доступ до всіх трьох напрямків в зразку досягається шляхом переміщення дистального кінця. Розбіжність світла, які виходять від

волокна передаються через об'єктив, що містить лінзи 1 та 2 і переорієнтовано лінзою 2 в положенні С в точку D, Е в зразку. [12]

Інший метод це - спектроскопія комбінаційного розсіювання, який заснований на явище розсіяння світла при взаємодії з молекулами. Непружнє розсіювання оптичного випромінювання на молекулах речовини супроводжується помітною зміною його частоти. В спектрі розсіяного випромінювання з'являються спектральні лінії. Число і розташування ліній визначається молекулярною будовою речовини. На рис. 1.7 представлено блок-схему спектрометра, що визначає оптичні параметри біологічного зразка в трубці.[13]

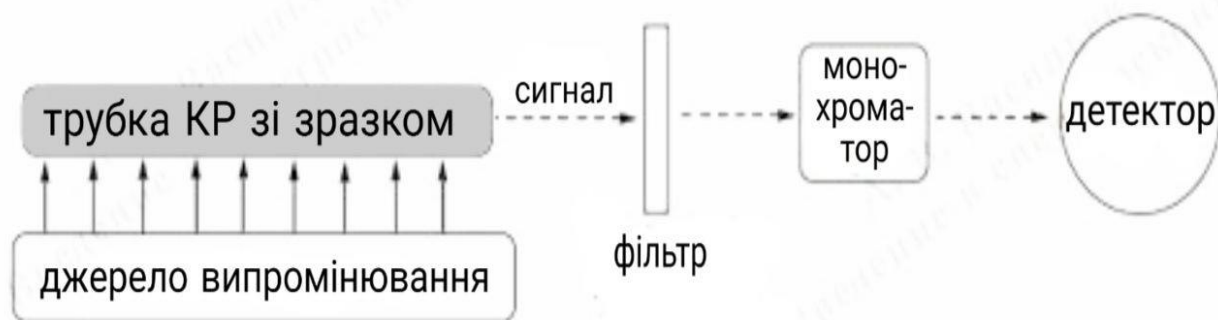


Рис1.7 Блок-схема спектрометра комбінованого розсіювання [14]

Джерело випромінювання можуть бути представлені у вигляді лазера або ртутної лампи. Фільтр та монохроматор розкладають світло для отримання Романівського випромінювання. Високочутливий детектор приймає інформацію під кутом 90° до джерела. Зразок знаходиться в суспензії в трубці КР. Від джерела випромінювання світло потрапляє в трубку зі зразком, далі сигнал перетворюється за допомогою фільтра та монохроматор і потрапляє на приймач, який представлено детектором. З нього відбувається обробка прийнятої інформації і в результаті отримано значення показника заломлення.[14]

Одним із найсучасніших методів дослідження показника заломлення вважається конфокальна мікроскопія, яка дозволяє отримувати зображення з високим дозволом [X, Y (латеральне): 200 нм і Z (аксіальне): 500 нм). Особливістю методу є наявність точкової діафрагми в площині зображення, яка пропускає тільки флуоресценцію з фокальної області, відсікаючи будь-яку іншу флуоресценцію і розсіяне світло. У лазерному скануючому конфокальному мікроскопі зображення формується послідовно, точка за точкою, шляхом сканування заданої області в заданій площині. Яскравість флуоресценції реєструється в кожній точці зразка і зберігається в цифровій базі даних у вигляді пікселів різної яскравості, які формують зображення, і в результаті створюється оптичний зріз. На рис. 1.8 представлено конфокальну ендоскопічну систему [15]

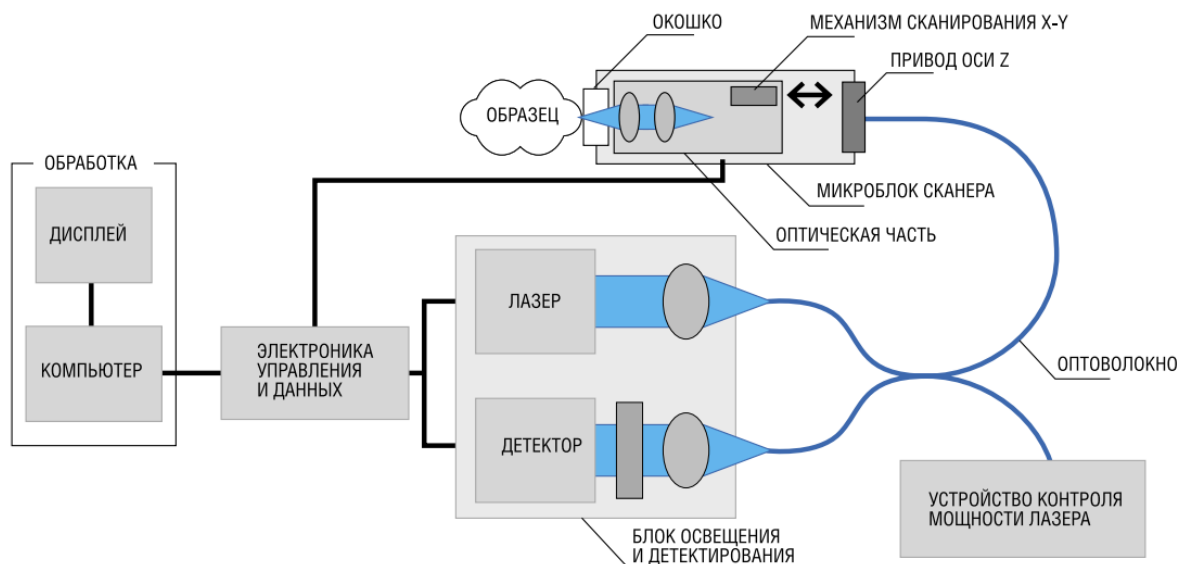


Рис. 1.8 Блок-схема конфокальної ендоскопічної системи. [16]

Світло, що випромінюється з точки фокусування (зазвичай одержуваний за рахунок флуоресценції), потрапляє назад в той же світловідвід і направляється в детектор конфокального мікроскопа. Світло, що відбилось від інших точок зразка за межами точки фокусування, не потрапляє в світловідвід через його вузьку спрямованість і не реєструється детектором, детектор «бачить» лише точку фокусування. Таким чином відбувається вибір області зображення за допомогою одноволоконного світловода. Ця методика дозволяє зробити мініатюрні конфокальні ендомікроскопи. Зображення створюється при скануванні кінця світловода під управлінням комп'ютера, який збирає сигнал з детектора в матрицю зображення, відображає картинку

на екран в реальному часі, поки мікроскопічний лазерний промінь рухається за зразком. [16]

Розглянемо два основних методів дослідження показника заломлення на клітинному рівні.

Один із них це дослідження кутового розсіювання світла. Даний метод дозволяє експериментально дослідити оптичні властивості клітини при використанні явища розсіювання світла в суспензії з клітинами та її органелами. Концентрація клітин складає приблизно 10^5 в одному міліметрі. Ця концентрація була вибрана так, щоб багатократне розсіювання було рідшим. Вимірювання розсіяного світла відбувається в межах від 2 до 171 градусів та з інтервалом 2 градуси.

На рис 1.9 представлено схему, де відбувається вимірювання випромінювання.

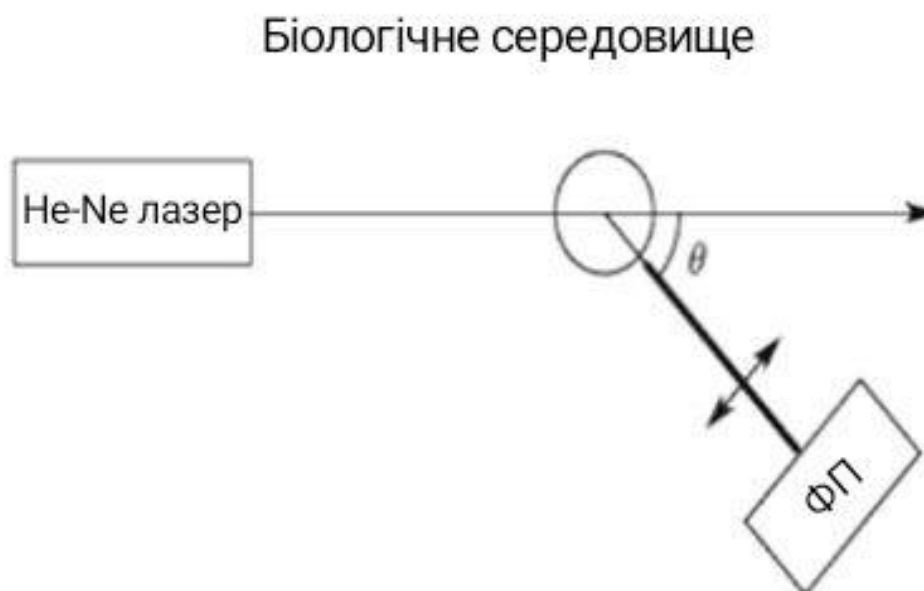


Рис. 1.9 Схема гоніометра, яка використана для вимірювання випромінювання [17]

Колімований промінь от лазера падає на циліндричну скляну кювету, яка містить суспензію біологічних клітин. Відбитий промінь вимірюється за допомогою фотопомножувача (ФП). Трубка, яка затемнена з середини, між кюветою та ФП зменшує оптичні перешкоди. [17]

Інший метод – це 2D і 3D рефракції. Для експериментального дослідження фізичних процесів в рідинах і газах розроблений метод лазерної рефрактографії, що

полягає в зондуванні досліджуваної середовища структурованим лазерним випромінюванням, цифрової реєстрації минулого випромінювання та комп'ютерної обробки рефракційних картин (рефрактограм) з метою відновлення властивостей середовища. Найбільш широко використовуваним є метод візуалізації та кількісної діагностики прозорих оптично неоднорідних середовищ, заснований на явищі рефракції плоско-структурованого лазерного випромінювання. [18]

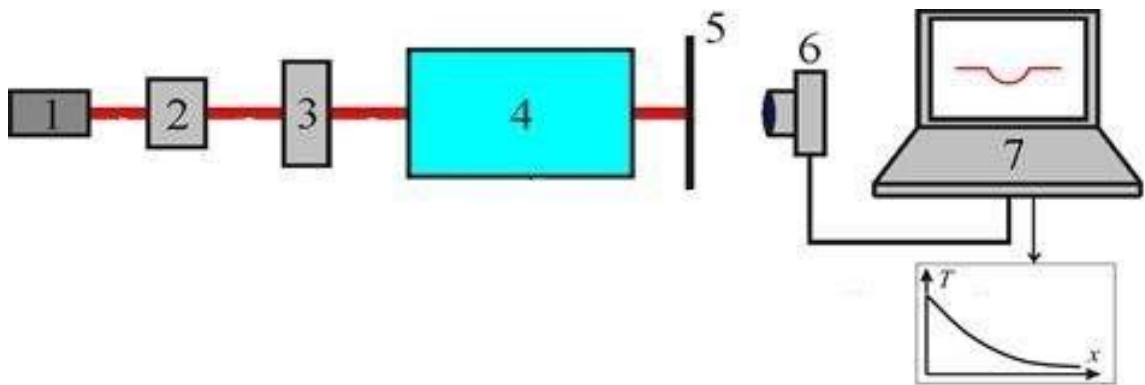


Рис. 1.10 Структура лазерної рефрактографічної системи: [19]

1 - лазер, 2 - оптичний блок, 3 - блок сканування пучка, 4 - середовище, що досліджується, 5 - екран, 6 - цифрова фотокамера, 7 - ПК, 8 - графік температури

На рис. 1.10 показано структурну схему лазерної рефрактографічної системи, призначеної для дослідження клітини. Випромінювання лазера 1 перетворюється оптичною системою 2 в структуроване випромінювання, яке проходячи блок сканування пучка 3 направляється в оптично прозоре неоднорідне середовище 4, що містить нагріті або охолоджені клітини в рідині, і утворює 2D-рефрактограму на напівпрозорому екрані 5. Далі зображення 2D-рефрактограмми реєструється цифровою фотокамерою 6, вводиться в комп'ютер 7 і обробляється за допомогою спеціального програмного забезпечення. Обробка 2D-рефрактограмм дає можливість проводити кількісну діагностику градиентної неоднорідності в середовищі, що послужила причиною рефракції цих променів, тобто отримувати інформацію, наприклад, розподіл температури в досліджуваному потоці 8. [19]

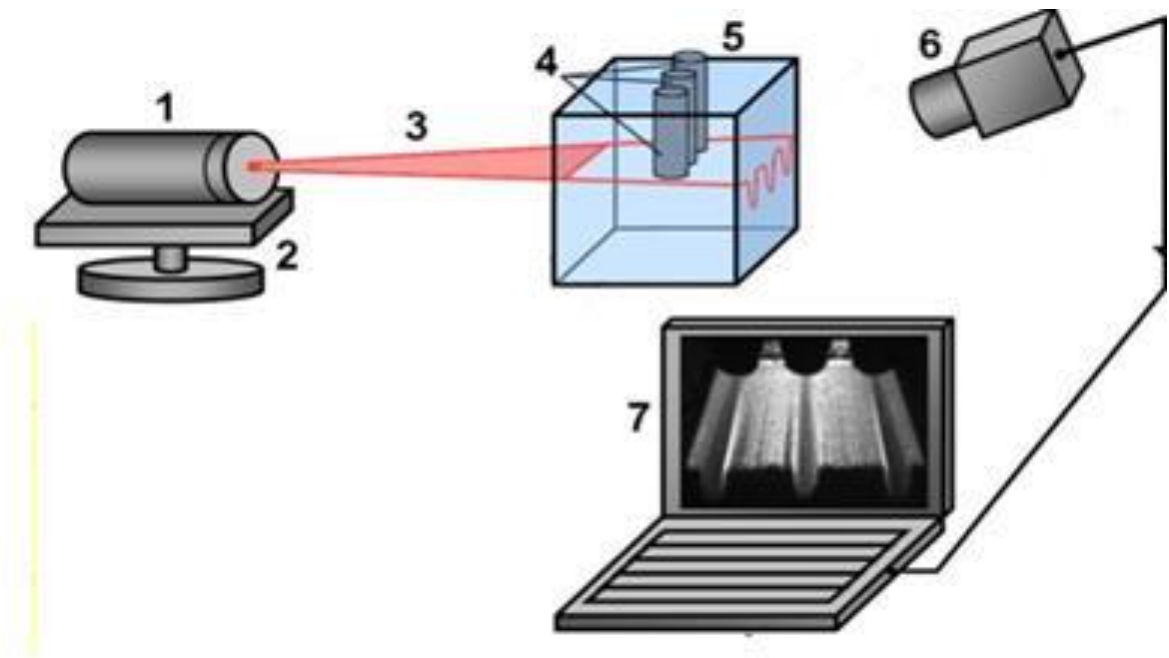


Рис. 1.11 Лазерна 3D-рефракційна система:
1-лазер, 2-стіл, 3-плоский лазерний пучок, 4-об'єкт дослідження, 5-кювета з водою, 6-фотоприймач, 7-ПК

У загальному випадку діагностики об'ємних тривимірних неоднорідностей показника заломлення використовується 3D-рефрактограмми (рис. 1.11). Особливістю даної системи є використання розсіяного на дрібних частинках випромінювання, для чого фотоприймач встановлений під кутом до пучку. [19]

1.3 Гоніометричний метод дослідження оптичних параметрів

Дослідження оптичних властивостей біологічних клітин і тканин залучали інтенсивні науково-дослідні зусилля через його фундаментальне значення у широкому спектрі проблем біомедичної оптики.

Для точного вимірювання когерентних кривих відбиття каламутних зразків використовується калібрована автоматизована система рефлектметрії. Комплексні показники заломлення каламутних зразків визначаються на основі нелінійної регресії когерентних кривих відбиття за рівняннями Френеля. Комплексні показники заломлення свіжих епідермісів шкіри та тканин дерми людини та інших мутних зразків визначали на 8 довжинах хвиль між 325 і 1550 нм. Отримані дисперсійні співвідношення реального показника заломлення отримані та порівняні в одній спектральній області.

Метод вимірювання кута повного внутрішнього відбиття давно застосовується для визначення показника заломлення прозорих зразків, що з'єднуються зі скляною призмою з високим індексом, і поширюється на поглинаючі та мутні зразки шляхом вимірювання когерентної кривої відбиття. Приймаємо такий підхід для визначення показника заломлення біологічного зразка шляхом вимірювання когерентного відбиття R як функції кута падаючої θ на межі між зразком і скляною призмою. На рис 1.12 показано основний елемент призма для визначення кута повного внутрішнього відбиття. [20]

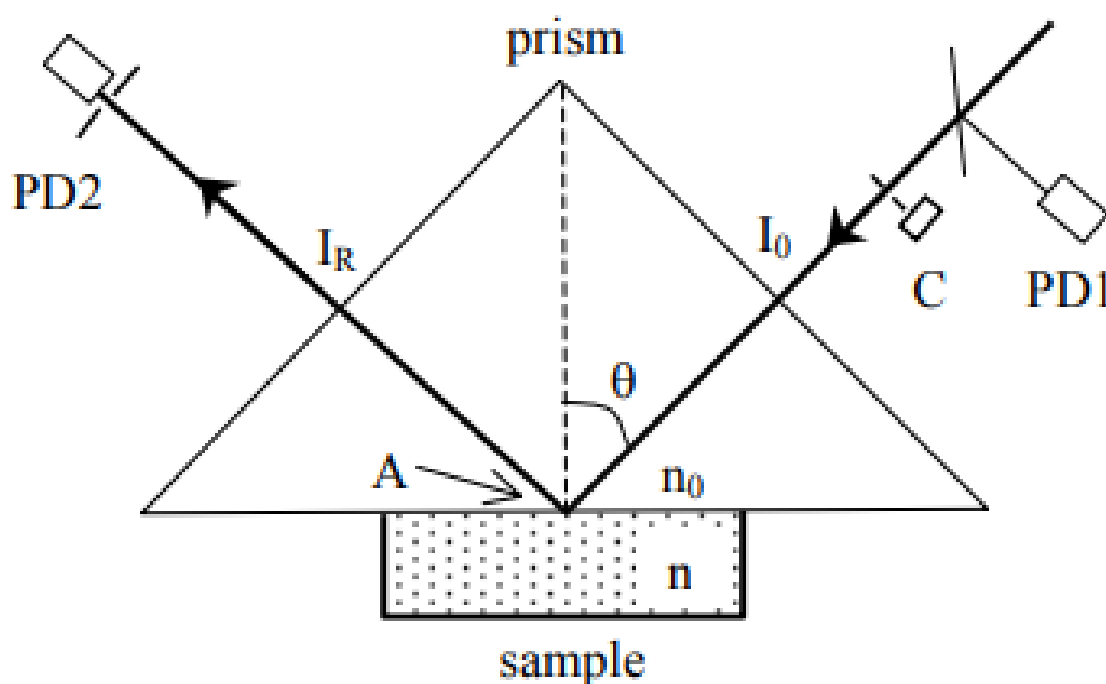


Рис 1.12 Схематична система рефлектметрії [20]

Підхід реалізовано з автоматизованою системою, яка була створена для забезпечення 4 ступеня свободи обертання та перекладання зразка та фотодіодного детектора для вимірювання $R(\theta)$. Схема оптичного налаштування показана на рис. 1.13.

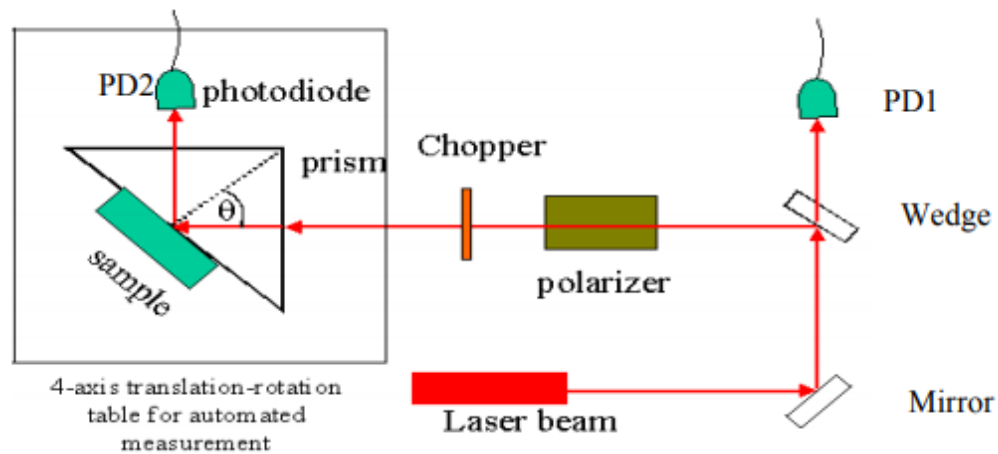


Рис. 1.13 Експериментальна установка для вимірювання показника заломлення [20]

Лазерний промінь спочатку падає на оптичний клин, який спрямовує частину променя до фотодіоду. Відбитий промінь проходить через поляризатор для отримання світлового пучка з s або p поляризація. Далі балка вводить прямокутну призму. Дзеркало клин змінюється, коли лазерний промінь утримується в центрі поверхня основи призми. Після виходу з призми дзеркально відбите світло виявляється за допомогою іншого фотодіода.

Лазерний промінь, що падає, суміщений двома отворами перед входом у призму. Фільтри нейтральної щільності розміщують перед поляризатором, щоб зменшити падаючу потужність та забезпечити лінійну реакцію фотодіодів на відбиті світлові сигнали. Відбивна здатність R визначається від вимірюваного дзеркально відбитого світлового сигналу в діапазоні падаючого кута.. Визначаючи виміряні значення коефіцієнта відбиття, враховується поглинання світла при розповсюдженні в скляній призмі та втрати відбиття на вхідній та вихідній поверхнях призми. [20]

На основі цих даних в наступному розділі створимо гоніометричну установку, яка візуалізує явище повного внутрішнього відбиття в біологічних зразках.

1.4. Постановка задачі

Розглянуті вище методи дослідження показника заломлення на клітинному та тканинному рівні мають ряд недоліків, а саме проведення дослідження у контрольованому середовищі, а саме в пробірці поза живого організму, відсутність щільного контакту зі зразком та відсутності дослідження розсіяного дифузного світла.

Таким чином всі методи дослідження потребують впровадження новизни для визначення показника заломлення біологічного зразка.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

В першому розділі розглянуто основні оптичні параметри для біологічного зразка. Наведено інформацію про зміну показника заломлення в залежності від довжини хвилі. Проведено аналіз джерел та визначено методи дослідження показника заломлення. Описано принцип роботи кожного з методів на тканинному ті клітинному рівні. Детально виділено основні компоненти для визначення показника заломлення гоніометричним методом.

Для подальшого дослідження та удосконалення вибрано гоніометричний метод та метод рефрактометрії, як найбільш конструктивні, прості та інформативні методи визначення показника заломлення біологічних середовищ.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРАХУНКУ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ

Розділ 2.1 Принцип роботи методів дослідження показника заломлення

В даному розділі розглянемо принцип роботи методів визначення показника заломлення за допомогою рефрактометра Аббе та гоніометричної розробленої установки.

2.1.1. Рефрактометр Аббе.

Для першого методу розглянемо рефрактометр Аббе - це стандартний інструмент для вимірювання показника заломлення n зразка у видимому діапазоні. З рефрактометром Аббе коефіцієнт заломлення n рідкого або твердого зразка визначають за допомогою ефекту тотального відображення. Речовина розміщена між двома призми, виготовленими із сильно заломлюючого скла з показником заломлення N (рис. 2.1). Вимірювальна призма виготовлена з оптично щільного скла з показником заломлення більше 1,7. Тому досліди проводимо для речовин з $n < 1,7$. У освітлювальній призми грань матові, а у вимірювальної – грань полірована. Призми розташовані так, що між гранями є вузький проміжок, який заповнюється досліджуваною речовиною. [22]

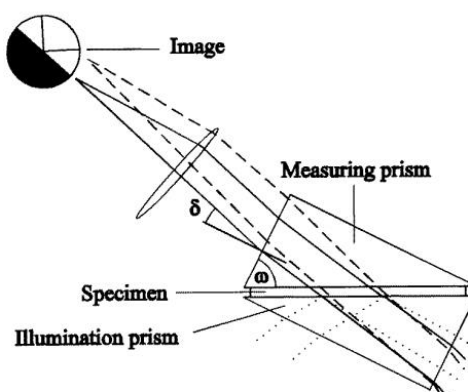


Рис 2.1 Принцип роботи рефрактометра Аббе

Дифузне світло проходить крізь освітлену призму і потрапляє в інтерфейс зі зразком під різними кутами. Якщо кут падаючого променя вище значення $\arcsin(n/N)$ і якщо $N > n$, то явище повного внутрішнього відбиття відбувається на цьому

інтерфейсі [1], і світло не пропускається в зразок. Цей випадок представлений пунктирними лініями на рис. 2.1.

Якщо кут падаючого променя нижче за $\arcsin(n/N)$, то світло пропускається через зразок, вимірювальну призму та фокусуючу лінзу, і таким чином утворює яскравий діапазон в окулярі рефрактометра (ламани лінії). Кут δ показує різке розділення між яскравими і темними діапазонами (повні рядки). Варіюючи під кутом спостереження регулюємо цю лінію розділення до точки перетину сітківки. Тим самим користувач отримує показник заломлення n зразка, виміряний з точністю до $\pm 10^{-4}$. [23].

Для дослідження показника заломлення використовуємо рефрактометр ИРФ-454 Б2М. Основні елементи рефрактометра змонтовані в металевому корпусі 14 (рис.2.2). У верхній частині корпусу 16 закріплений окуляр 4. Він може переміщуватися вздовж оптичної осі для встановлення різкості в межах ± 5 діоптрій.

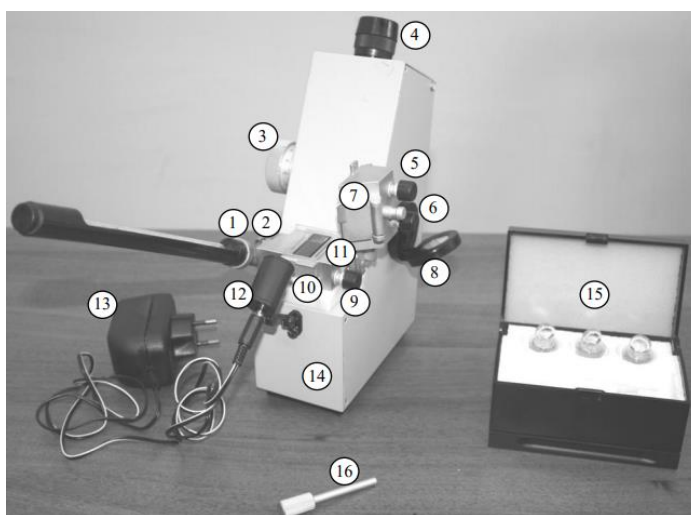


Рис. 2.2 Зовнішній вигляд рефрактометра ИРФ-454 Б2М в комплекті:

- 1 – штупер з термометром; 2 – застібка; 3 – маховик з ноніусом;
- 4 – окуляр; 5 – штупер; 6 – штупер; 7 – заслінка;
- 8 – поворотне дзеркало; 9 — штупер; 10 – відкидне дзеркало;
- 11 – блок рефрактометричний; 12 – освітлювач;
- 13 – блок живлення; 14 – корпус; 15 – коробка з пробірками та контрольною пластиною; 16 – ключ [22]

Спочатку встановлюємо досліджуваний зразок на вимірювальній призмі, наведемо окуляр 4 на різку видимість перехрестя. Поворотом дзеркала 8 досягаємо найкращої освітленості шкали. Обертанням маховика 2 (рис. 2.2) границю світлотіні

вводимо в поле зору окуляра. Обертаємо маховик 3 до зникнення забарвленості граничної лінії. Спостерігаючи через окуляр 4, маховиком 2 наводимо границю світлотіні точно на перехрестя і по шкалі показника заломлення визначити його величину. Індексом для відліку є нерухомий вертикальний штрих призми 9. Ціна поділки шкали - $5 \cdot 10^{-4}$. Цілі, десяті, соті та тисячні долі відраховувати по шкалі, десятитисячні оцінюються на око. [22]

2.1.2 Гоніометричний метод

Для експериментального дослідження показника заломлення в лабораторних умовах створимо установку, з такою оптичною схемою, яку представлено на рис. 2.3.

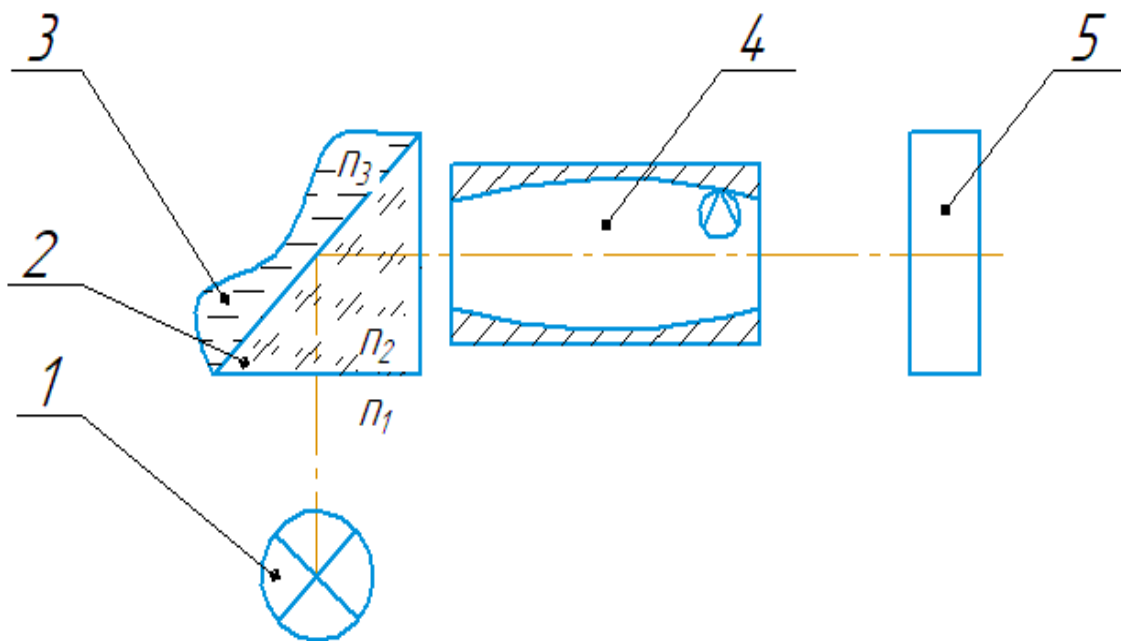


Рис. 2.3 Оптична схема установки:

1 – джерело випромінювання, 2 – призма, 3 – досліджувана речовина,
4 – еліпсоїд, 5 – приймач.

Від джерела випромінювання (1) світло потрапляє під певним кутом на призму (2), яка має значення показника заломлення більше ніж коефіцієнт для досліджуваного біологічного зразка. За рахунок цього відбувається явище повного внутрішнього відбиття. Після, промінь змінює свій хід променів до еліпсоїдного рефрактометра. Далі, промені потрапляють на приймач, де обробляються оптичні промені і відтворюються на моніторі.

В якості джерела випромінювання (1) беремо лазер з невеликою потужністю, щоб не обтяжувати систему зайвими елементами, які зменшують потужність випромінювання. Для досягнення явища повного внутрішнього відбиття використовуємо скляну призму (2), яка є рівнобедреною та прямокутною. Досліджуваний зразок (3), це біологічна тканина, яка закріплена на предметному столику. Еліпсоїд (4) призначений для обмеження та концентрації променів лазерного випромінювання. В якості приймача випромінювання (5) служить монохроматична камера, за допомогою якої є можливість отримати зображення картинки на екрані. 3D-вигляд моделі показано на рис. 2.4.

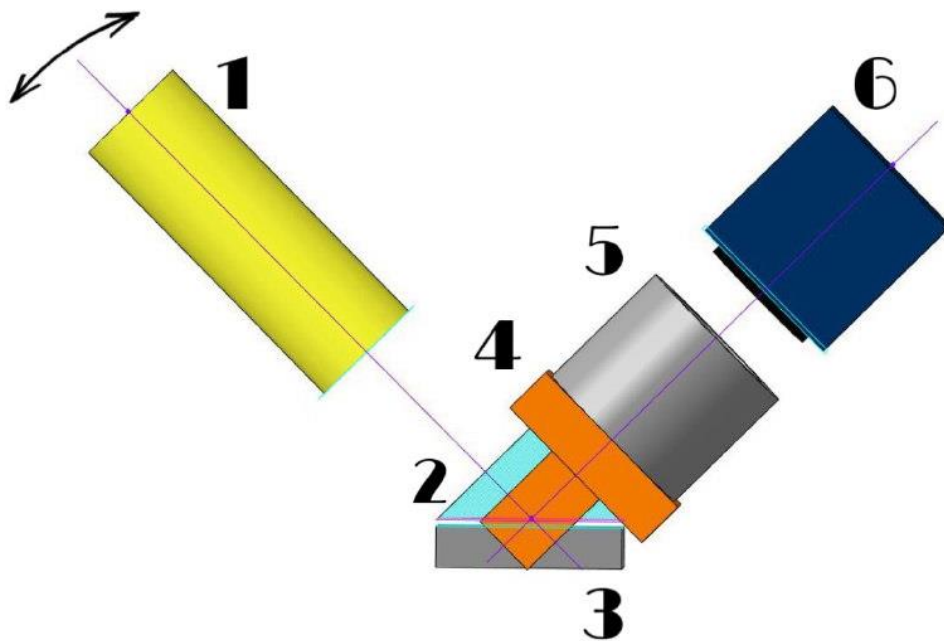


Рис. 2.4 3D-вигляд спроектованої установки:
1 - лазер ЛГН 207а, 2 – призма, 3 – предметний стіл, 4 – елемент з'єднання, 5 – еліпсоїд, 6 – камера DMK 21AF04

Для зручності проведення експерименту було створено за допомогою 3D-принтеру з'єднувальну деталь для призми та еліпсоїда. Для друкування деталі використовується пластик - це міцний полімер, отриманий з вичерпного палива. Застосування пластику рекомендується для виготовлення деталей, що піддаються впливу високих температур. В якості приймача та для передачі картинки на персональний комп'ютер використовуємо монохроматичну промислову камеру.

При дослідженні зразків з малим показником поглинання та розсіяння, інтенсивність падаючого світлового пучка на 99% співпадає з інтенсивністю світлового

пучка при явищі повного внутрішнього відбиття, що не є характерним для мутних біологічних середовищ. [21]

2.2 Вибір основних складових для розробки установки гоніометричного методу

Для дослідження показника заломлення гоніометричним методом розроблено установку, яку представлено на рис. 2.5 та рис. 2.6. В основу установки покладено явище повного внутрішнього відбиття для дослідження показника заломлення біологічного зразка.

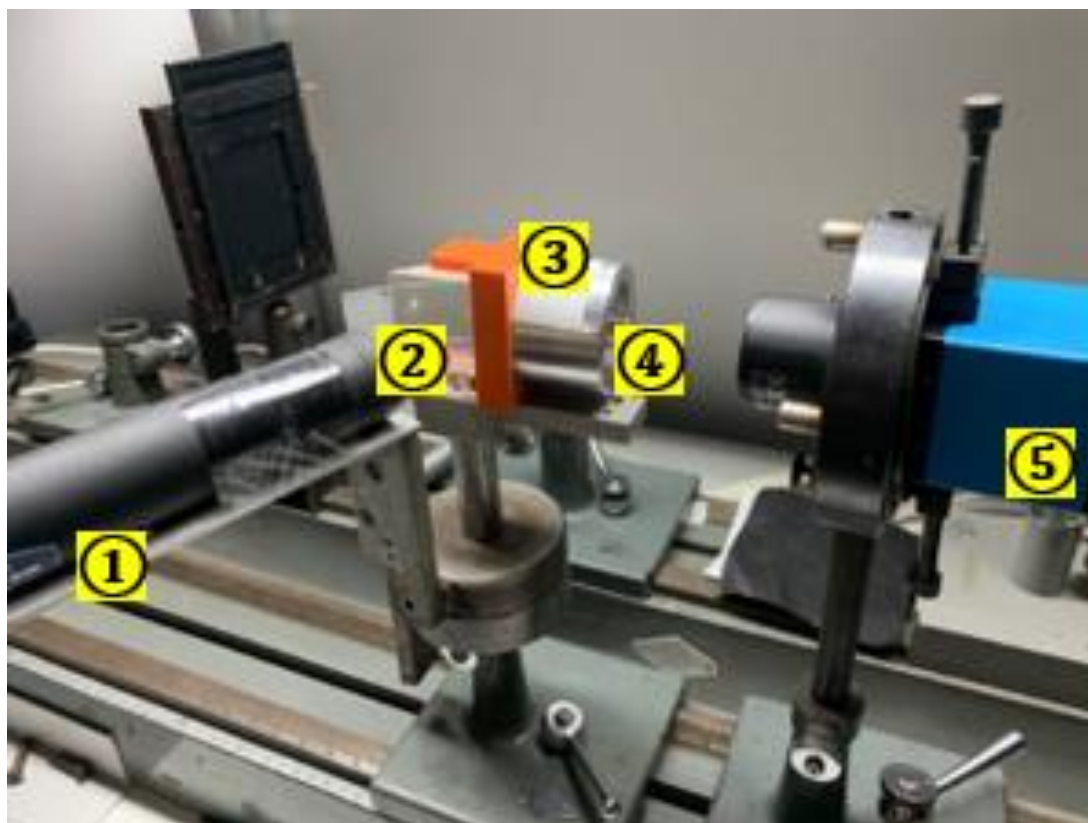


Рис. 2.5 Вигляд спроектованої установки для гоніометричного методу:
1- лазер, 2- прозора призма, 3-корпус, 4-еліпсоїд, 5-камера.

Основними елементами установки є: джерело випромінювання (1), тобто монохроматичний газовий лазер, скляна призма (2), предметний столик (6), корпус (3), еліпсоїд рефрактометра (4), приймач, який представлено у вигляді камери, яка підключена до комп'ютера.

Джерело випромінювання. На рис. 2.5 показано основні елементи для створеної установки. В якості джерела випромінювання (1) було запропоновано лазер ЛГН 2076 або ЛГН-211.

Лазер 2076 – це атомарний газовий лазер неперервного режиму роботи, який використовується в різних областях науки і техніки на довжині хвилі 0,63 мкм.

Лазер ЛГН-211 – це газовий лазер безперервного режиму роботи та випромінювання в червоній області спектра на довжині хвилі 0,63 мкм.

Для порівняння двох джерел випромінювання створено таблицю 2.1 за двома основними оптичними параметрами. [25]

Таблиця 2.1 порівняння технічних характеристик
для джерела випромінювання

Лазер	Потужність випромінювання	Довжина хвилі
Лазер - 2076	1,5 – 2,5 мВт	0,6328 мкм
Лазер - ЛГН-211	15 мВт	0,63 мкм

Отже, при проведенні огляду технічних характеристик лазера зроблено висновок, що потужність 1,5 – 2,5 мВт і довжина хвилі 0,6328 мкм, є найбільш оптимальними параметрами для проведення дослідів в лабораторних умовах.

Скляна призма. Для створення явища повного внутрішнього відбиття в установці потрібно застосувати оптичну деталь, – скляна призма (3) (рис 2.5), яка має значення показника заломлення, що дорівнює 1,5. Так як, біологічний зразок має різні показники заломлення, які можуть мати значення 1,8.

.На рис. 2.6 показано, що досліджуваний біологічний зразок знаходиться на предметному столику 6, який закріплено щільно до призми 2.

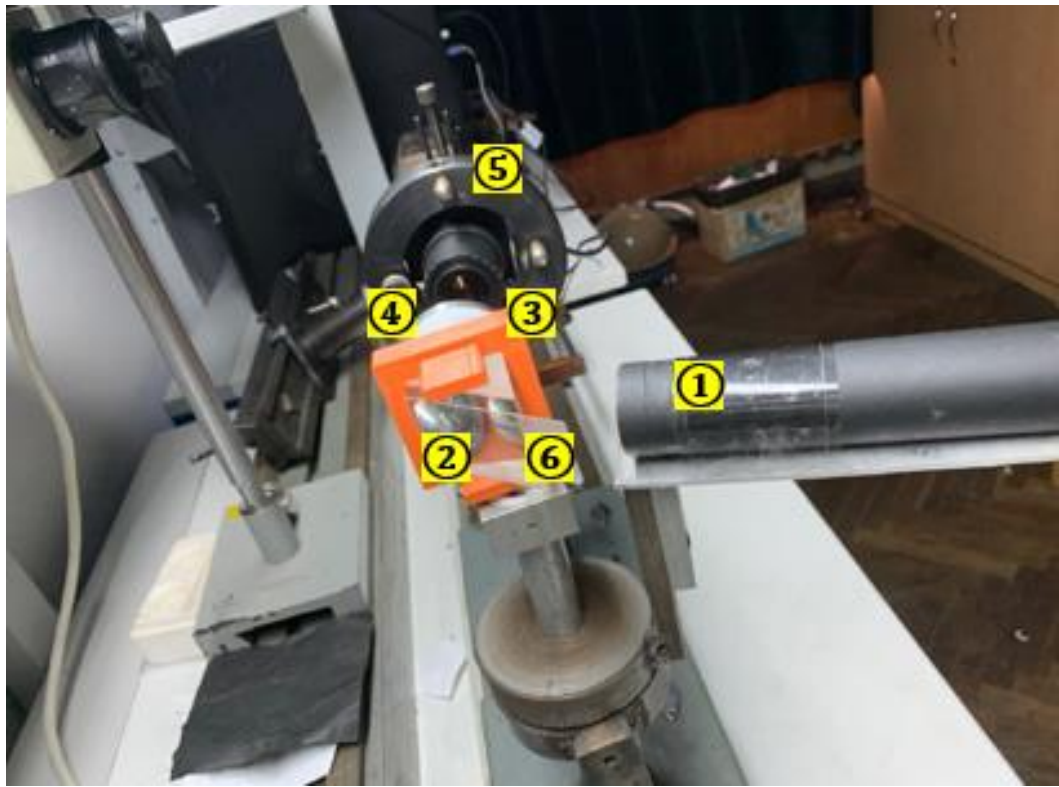


Рис.2.6 Вигляд зліва створеної установки: 1- лазер, 2- прозора призма, 3-корпус, 4-еліпсоїд, 5-камера, 6- предметний столик.

Еліпсоїд. Для того, щоб можна було побачити картинку явища повного внутрішнього відбиття обов'язковим для установки є еліпсоїд 4. Еліпсоїд рефрактометра є альтернативою до інтегруючої сфери та волоконно-оптичних систем. Тому, при взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем навіть при забезпеченні явища повного внутрішнього відбиття, частина – поглинається, а частина – дифузно розсіюється назад, тому в установці використовується еліпсоїд, що забезпечує реєстрацію не тільки колімованого відбиття, а й дифузного розсіяння назад, що збільшить інформативність визначення показника заломлення мутних середовищ, до яких відносять біологічні, а саме – підвищить чутливість визначення критичного кута повного внутрішнього відбиття. Також за допомогою еліпсоїда та камери, можна не тільки вирахувати показник заломлення, а й ще його візуалізувати і провести порівняння з еталонним зразком. [21]

Існує два методи створення еліпсоїда: це друк його на 3D принтері з подальшою обробкою та використання для отримання еліпсоїдів вертикально-розточувальні верстати, що мають більш жорстку конструкцію та більшу точність переміщень обробляючого інструменту у порівнянні з токарними верстатами.

Виготовлення на 3D принтері еліпсоїдального рефлектора зі скла, полімерних матеріалів або керамічних сумішей, незалежно від використаної технології, потребує фінішної операції з нанесення дзеркального покриття. При цьому внаслідок обмеженої точності друку необхідним стане полірування обох поверхонь. Друк може проводитися з непрозорих полімерів, найбільш поширеними серед яких є АБС-пластик або ПЛА-пластик. Незалежно від технології виготовлення ЕР правильність функціонування фотометрів з їх використанням потребує контролю точності отриманої форми і оцінки її відхилення від номінальної, що задається рівнянням еліпсоїду обертання. [26]

Виготовлення на вертикально-розточувальних верстатах побудовано на основі принципів траєкторного копіювання та обертанні твірної з необхідною формою, що змінюється за заданим законом, шляхом узгодження переміщення по осі з врізанням у матеріал заготовки з циліндричним наскрізним отвором. Поперечна подача забезпечується при переміщенні проекції вершини обробляючого інструменту відносно горизонтальної осі при переміщенні штовхача.

Основні матеріали, які використовуються для виготовлення рефлекторного еліпсоїду, є оптичне скло або полімери, з подальшою обробкою внутрішньої поверхні за для того, щоб отримати дзеркальну поверхню. Також використовувати можна матеріали, які мають в собі оптичні відбиваючі властивості, наприклад: срібло, хром, золото, паладій. [29]

Корпус. Для створення зборки із призми 2 та еліпсоїда 4 було спроектовано в програмі Компас креслення симетричного корпусу 3, яке представлено на рис 2.7. Основна мета корпусу встановлення в нього з натягом двох основних елементів установки та можливість передачі світла без втрат за рахунок отвору діаметром 38 мм.

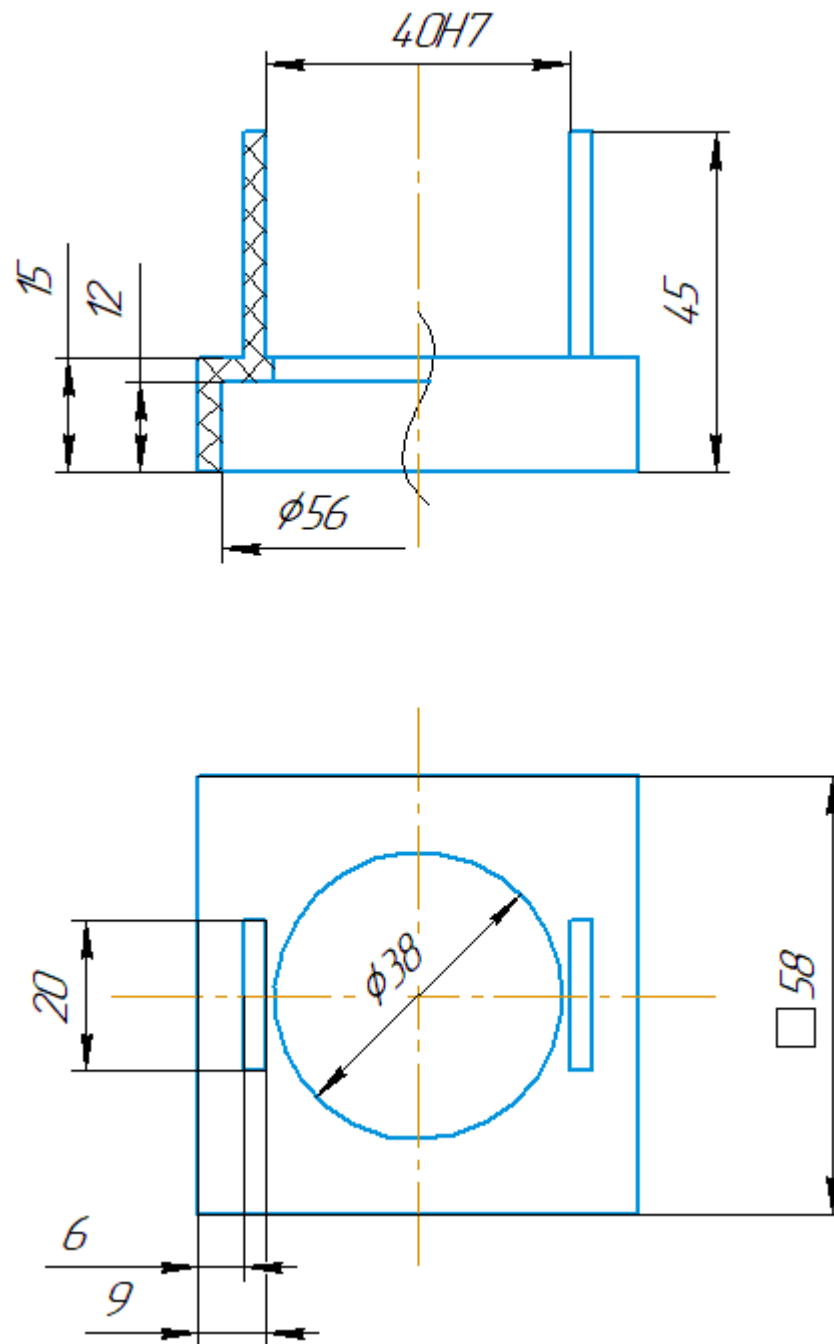


Рис 2.7 Креслення корпусу

Створюємо тривимірне зображення корпусу 3 для того, щоб була можливість далі за допомогою 3D принтера надрукувати цю деталь. Вигляд 3D моделі корпусу 3 в аксонометрії представлено на рис. 2.8.

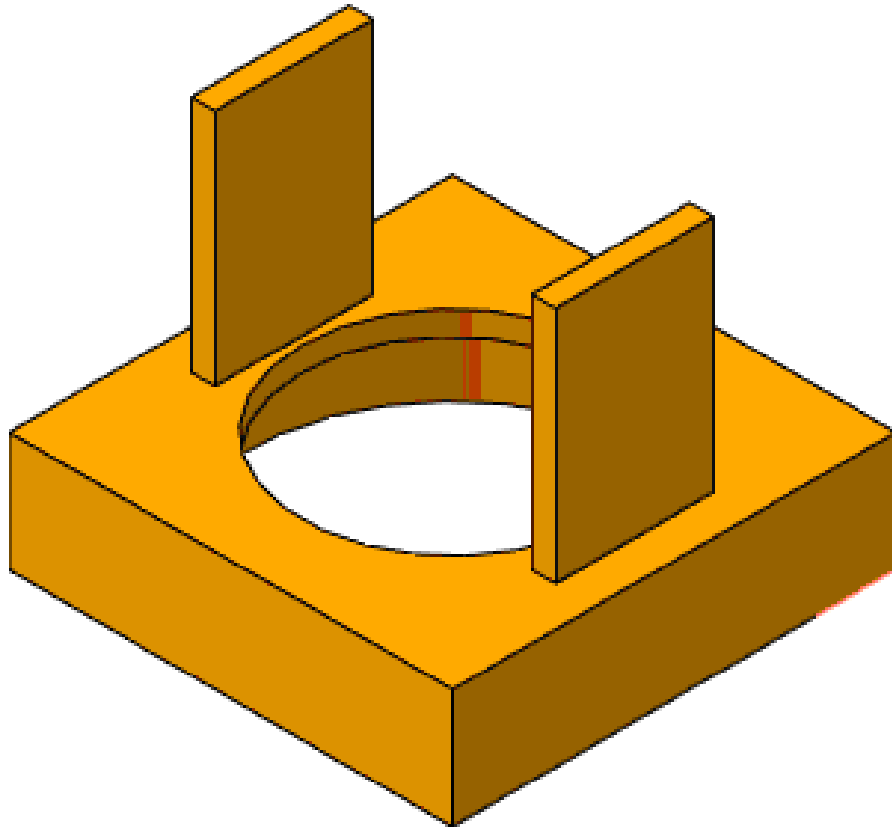


Рис. 2.8 3D вигляд корпусу

При розробці корпусу, основна мета якого з'єднання з натягом призми (2) та еліпсоїда (4), було використано програма Компас для побудови 3D вигляду. Така форма вибрана, за рахунок того, що при розробці установки деталь повинна бути зафіксована. Далі для друку деталі вибираємо матеріал, а саме із ABS та SBS пластика.

ABS пластик може приймати багато різних полімерних форм, йому можна надати безліч найрізноманітніших властивостей. В цілому, це міцний і кілька більш піддатливий в порівнянні з PLA пластик. Пластичність ABS дозволяє легко створювати елементи різних з'єднань і кріплення. Він легко шліфується і обробляється. Важливо відзначити, що ABS розчиняється в ацетоні, що дозволяє склеювати деталі і добиватися дуже гладкої поверхні.

SBS пластик має міцність, пластичність і термостійкість роблять з нього матеріал, з яким часто віддається перевага в інженерних і механічних додатках. Модуль пружності набагато менше, ніж у ABS. Тобто, надруковані деталі виходять більш гнучкими.

Так, як ABS пластик легко піддається методам обробки, то корпус друкуємо з цього матеріалу. Деталь друкуємо на 3D принтері із заповненням 30%, попередньо виставляючи та калібруючи в програмному середовищі Polygon для 3D принтера всі основні моменти, а саме розташування, від підтримок, температуру екструдера. [27]

Приймач. Для передачі картинки на комп'ютер в якості приймача використовуємо монохроматичну камеру DMK 21AF04, яка є одним з провідних виробників промислових камер, каркасних граблів та відеоконвертерів для автоматизації виробництва, забезпечення якості, логістики, медицини, науки та безпеки. Монохромна версія є більш чутливим, ніж кольоровий еквівалент, оскільки кольорова матриця відсутня. Для зйомки з використанням спеціальних фільтрів, таких як ІЧ-пропуск або УФ-фільтри, потрібен монохромний ПЗЗ без кольорової матриці для практичних результатів. В результаті ми отримуємо зображення явища повного внутрішнього відбиття на моніторі та можемо зробити висновки щодо правильної роботи розробленої установки.

2.3 Математичні розрахунки методів дослідження показника заломлення

Розрахунки показника заломлення, концентрації та кутів падіння дослідженого двома методами проводимо в програмі Excel. Програмне середовище служить для створення таблиць щоб облегшити розрахунки при проведенні дослідів, за рахунок задання параметрів у формули.

2.3.1. Математичне обґрунтування методу рефрактометрії Аббе

При визначенні показника заломлення в рефрактометрії Аббе досліджуємо математично, як зміна концентрації цукру у дистильованій воді впливає на показник заломлення. Після проведення дослідів за формулою (2.1) визначаємо концентрацію речовини у воді:

$$n = n_0 + C * F \quad (2.1)$$

де n – показник заломлення розчину, n_0 – показник заломлення розчинника в таких же самих умовах, C – концентрація розчину, %, F – фактор, що дорівнює величині приросту показника заломлення при збільшенні концентрації на 1%.

Фактор (F) визначається експериментально, для нашого досліджу він дорівнює 0,00142 при збільшенні концентрації на 1%.

З формули 2.1 знаходимо концентрацію C:

$$C = \frac{n - n_0}{F} \quad (2.2)$$

Тобто з формули (2.2) слідує, що показник заломлення та концентрація є пропорційними. Тобто при збільшенні вмісту зразку у воді збільшується показник заломлення середовища. [28]

2.3.2. Математичне обґрунтування для гоніометричного методу

При проведенні досліджу було виявлено два методи розвитку проведення дослідження, так звана пряма та обернена задача.

Пряма задача, полягає у визначенні кута ε_1 , який утворюється на межі повітря – призма, так щоб промінь який заломлюється пройшов через точку C (рис. 2.9).

Суть оберненої задачі в тому, щоб при заданому показнику заломлення для обох середовищ знайти точку на бічній грані призми, в яку падає промінь світла, так щоб при його проходженні відбувалось явище повного внутрішнього відбиття. (рис.2.10)

Реалізація розрахунків проводимо в програмному середовищі Excel та будемо таблиці для оцінки зміни показника заломлення в залежності від методу розрахунку.

2.3.2.1. Визначення кута падіння

При розрахунку прямої задачі для гоніометричного методу розглядаємо призму ASM, в якій бічну грань розділяємо на 12 рівних частин. Для розрахунку кута ε_1 під яким падає промінь на призму в задану точку, так щоб при проходженні промінь світла падав на центр призми, розглядаємо рис. 2.9.

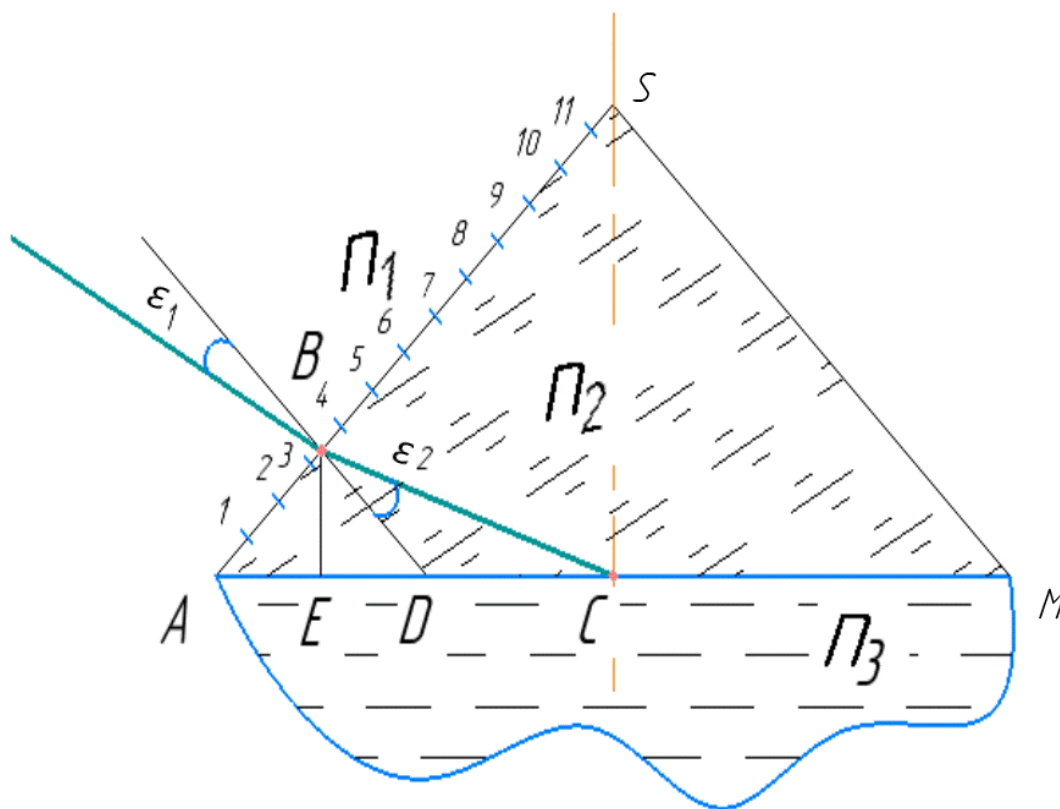


Рис. 2.9 Зображення призми в розрізі для прямої задачі

Дано призму ASM , в якій відомо, що вона має форму рівнобедреного та прямокутного трикутника. Падаючий промінь із повітря, показник заломлення дорівнює n_1 , падає на призму, з показником заломлення n_2 , та заломлюється. Потрібно знайти кут ϵ_1 при якому, заломлюючий промінь потрапить на середину призми. Для розрахунку використовуємо основні оптичні та математичні закони.

Припустимо, що промінь має таку траєкторію падіння, як показано на рис 2.9. Для початку розглянемо трикутник ABE , який є рівнобедрений та прямокутний. За геометричними властивостями прямокутного трикутника знаходимо гіпотенузу AB : [30]

$$\sin(\angle BAE) = \frac{BE}{AB} \quad (2.3)$$

З формули 2.3 слідує:

$$BE = \sin(\angle BAE) * AB \quad (2.4)$$

Так, як трикутник АВЕ є рівнобедреним, то катети ВЕ и ЕА рівні.

Відрізок АС, є половиною від призми АSM, що дано. Тобто, ми можемо знайти значення відрізка ЕС знаючи значення АС за формулою 2.5:

$$EC = AC - EA \quad (2.5)$$

Розглянемо кут ВЕС, який розділений прямою ВD. За формулою 2.6 знайдемо його значення: [30]

$$\angle BEC = \arctg \frac{EC}{BE} \quad (2.6)$$

Кут EBD дорівнює 45° , тому що трикутник ABD є прямокутним та рівнобедреним. Тобто, для знаходження кута ε_2 використовуємо геометричний закон для прямокутного трикутника, за формулою 2.7: [30]

$$\angle \varepsilon_2 = \angle BEC - 45^\circ = \arctg \frac{EC}{BE} - 45^\circ \quad (2.7)$$

За основним оптичним законом Снеліуса, який має формулу 2.8 можемо знайти значення ε_1 . [31]

$$n_1 * \sin \varepsilon_1 = n_2 * \sin \varepsilon_2 \quad (2.8)$$

З формули 2.8 виражаємо значення кута ε_1 , тоді формула 2.9 виглядатиме так:

$$\sin \varepsilon_1 = \frac{n_2}{n_1} * \sin \varepsilon_2 \quad (2.9)$$

З формули 2.9 знаходимо числове значення кута ε_1 та підставляємо значення кута ε_2 з формули 2.7:

$$\varepsilon_1 = \frac{n_2}{n_1} * \sin(\arctg \frac{EC}{BE} - 45^\circ) \quad (2.10)$$

Так, як програма Excel вираховує значення кута в радіанах, то переводимо значення в градуси. За формулою 2.11:

$$\varepsilon^0 = \varepsilon_{rad} * \frac{180}{\pi} \quad (2.11)$$

Отже, при використанні оптичного закону Снеліуса та геометричних формул рівнобедреного прямокутного трикутника знайдено значення ε_1 при відомому значенні точки, куди потрапляє пучок світла за формулами 2.3 – 2.11.

2.3.2.2. Визначення точки падіння

При розрахунку оберненої задачі для гоніометричного методу розглядаємо призму ASM, яка є прямокутною та рівнобедреною (рис 2.9). Потрібно знайти значення відрізка АВ, так щоб у призмі ASM проходження променю відбувалось явище повного внутрішнього відбиття.

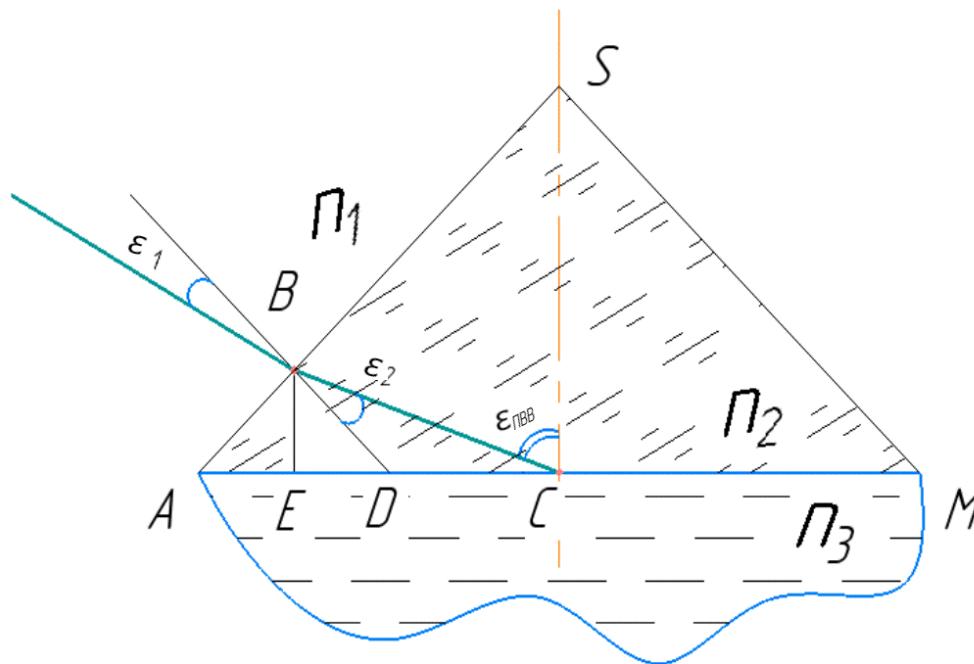


Рис. 2.9 Зображення призми в розрізі для оберненої задачі

Для розрахунку відрізка АВ спочатку визначаємо кут повного внутрішнього відбиття $\varepsilon_{ПВВ}$ за формулою 2.12: [31]

$$\varepsilon_{ПВВ} = \arcsin \frac{n_3}{n_2} \quad (2.12)$$

де, n_3 – показник заломлення досліджуваного зразка, n_2 – показник заломлення прими.

Далі розглянемо трикутник СЕВ, який прямокутним. За формулою 2.13 визначимо $\text{tg}(\angle BCE)$: [30]

$$\text{tg}(\angle BCE) = \frac{BE}{EC} \quad (2.13)$$

Також, цей самий кут дорівнює формулі 2.14:

$$\angle BCE = 90^\circ - \angle BCS \quad (2.14)$$

Із трикутника АЕВ, який має властивості прямокутного та рівнобедреного трикутника, робимо висновок що катети АЕ і ВЕ рівні.

Сторона АС трикутника АСS задано за умовою, тому для знаходження ЕС використовуємо формулу 2.15:

$$EC = CA - EA \quad (2.15)$$

Підставляємо формулу 2.15 в 2.14 і отримуємо:

$$tg(\angle BCE) = \frac{BE}{CA - EA} = \frac{BE}{CA - BE} \quad (2.16)$$

З формули 2.16 знаходимо значення ВЕ за формулами 2.17 – 2.20

$$BE = (CA - BE) * tg(\angle BCE) \quad (2.17)$$

$$BE + BE * tg(\angle BCE) = CA * tg(\angle BCE) \quad (2.18)$$

$$BE * (1 + tg(\angle BCE)) = CA * tg(\angle BCE) \quad (2.19)$$

$$BE = \frac{CA * tg(\angle BCE)}{(1 + tg(\angle BCE))} \quad (2.20)$$

Далі знов розглядаємо трикутник АВЕ і за формулою 2.21 знаходимо значення гіпотенузи: [30]

$$AB^2 = BE^2 + EA^2 = 2BE^2 \quad (2.21)$$

Отже, при використанні закону повного внутрішнього відбиття та геометричних формул рівнобедреного прямокутного трикутника знайдено значення відрізка АВ при якому в трикутнику АSМ відбудеться явище повного внутрішнього відбиття за формулами 2.12 – 2.21.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

У другому розділі магістерської дисертації запропоновано два методи визначення показника заломлення, а саме рефрактометр Аббе та гоніометричний метод із застосуванням еліпсоїдального рефлектору. Описано розробка установки із порівнянням основних методів виготовлення елементів для приладу, вибору матеріалу або джерел випромінювання.

На основі методів для дослідження показника заломлення описано математичні моделі, які дають можливість довести для рефрактометра Аббе залежність концентрації від показника заломлення. Для гоніометричного методу розрахувати показник заломлення, кут повного внутрішнього відбиття, кут падіння променя на бічну грань призми. Отже для проведення надалі досліджень ми маємо вся теоретичну та математичну базу.

РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРЕМЕНТ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ

3.1 Вибір досліджуваного зразка

Показник заломлення залежить від температури та довжини хвилі, при якій проводять визначення, а в розчинах, крім того, - від її концентрації та природи розчинника. Підвищення температури викликає зменшення величини показника заломлення. Тобто для проведення експериментальних дій над біологічним зразком треба досягти певної температури, щоб в результатах дослідження показник заломлення мав малу похибку. [32]

Для проведення досліджень за двома методами створюємо мутне середовище з різною кількістю добавки в ньому, а саме для методу рефрактометрії Аббе та гоніометричного методу, беремо 100 мл дистильованої води і 10 гр цукру. Цукор ділимо на 10 рівних частин і для кожного вимірювання показника заломлення додаємо до води, яка має температуру $20^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}$, 1 гр цукру та повністю розчиняємо його у розчині. Проводимо досліди для кожної концентрації цукру в дистильованій воді відповідно. В результаті отримано 10 розчинів дистильованої води з різною концентрацією цукру.

3.2 Дослідження показника заломлення рефрактометром Аббе

Алгоритм проведення дослідження показника заломлення в рефрактометрі Аббе для 10 різних сумішей представлено на рис 3.1.

Для початку проведення дослідів перевіряємо на дистильованій воді, показник заломлення якої відомо заздалегідь $n=1.33$, правильність калібрації рефрактометра Аббе. Якщо при 5 вимірюваннях показник має значення 1,33, то можна переходити до виконання дослідів. А якщо, показник не співпадає, то за допомогою спеціального ключа необхідно добитися цього співпадіння. Після налаштування знову перевірити правильність калібрації приладу. [33]

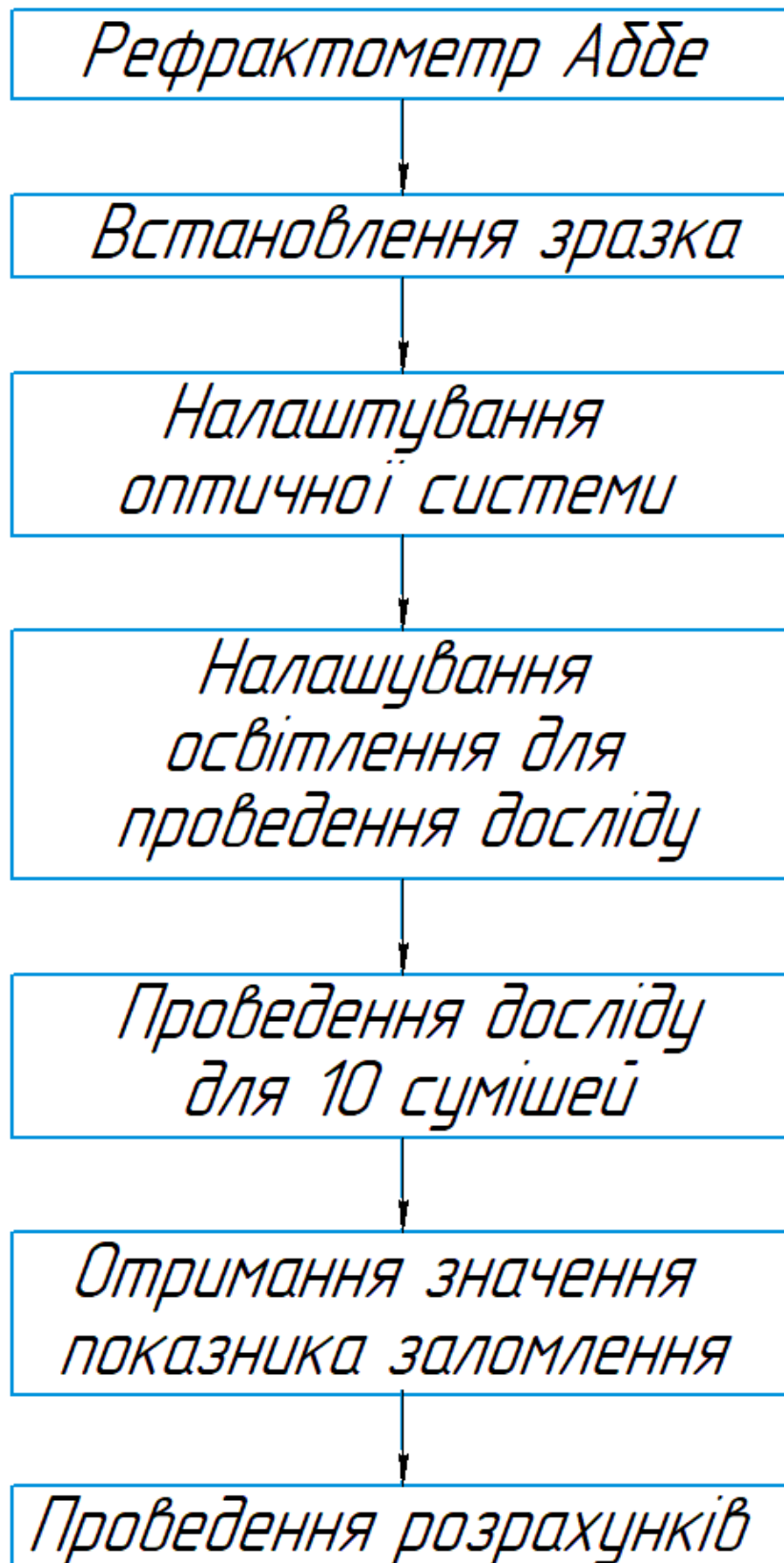
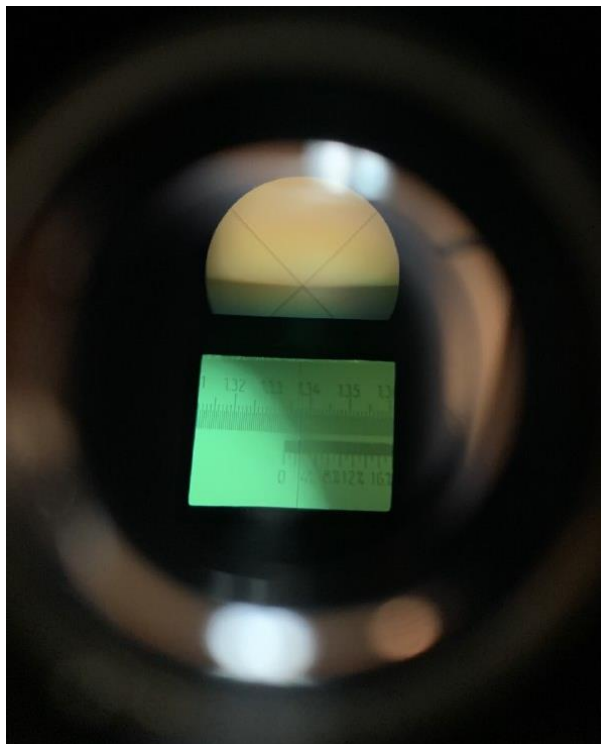


Рис. 3.1 Алгоритм дослідження показника заломлення

Встановлення зразка. Для дослідження показника заломлення зразка в рефрактометрі Аббе, спочатку відкидаємо освітлювальну приму 5 (рис. 2.2). На поверхню вимірювальної призми 7 наносимо дві каплі першого зразка. Опускаємо призму 5 та притискуємо застібкою 2. Після проведення дослідів залишки речовини видаляємо насухо із поверхні вимірювальної призми 7 і наносимо наступний зразок. Вимірювання показника заломлення відбувається 10 разів. [22]

Визначення показника заломлення. Після встановлення речовини з цукром на вимірювальній призмі, наводимо окуляр 4 на різку видимість перехрестя. Поворотом дзеркала 8 досягаємо найкращої освітленості шкали. Обертаємо маховик 2 (рис.2.9) так, щоб границя світлотіні навести в поле зору окуляра. Обертаємо маховик 3 до зникнення червоної або синьої забарвленості граничної лінії. [22]

Спостерігаємо через окуляр 4, наводимо маховиком 2 границю світлотіні на перехрестя і по шкалі показника заломлення визначаємо його величину (рис.3.2). Ціна поділки шкали - $5 \cdot 10^{-4}$. Цілі, десяті, соті та тисячні долі відраховуємо по шкалі, десятитисячні оцінюються на око. [22]



заломлення, відносно води без вмісту цукру. Доказуємо це твердження математично.

Фактор (F) для використання формули 2.2 визначається експериментально, для нашого досліджу він дорівнює 0,00142 при збільшенні концентрації на 1%. [28]

З формули 2.2 знаходимо значення концентрації для кожної ітерації

$$C_1 = \frac{1,3334 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 2,8 * 10^{-3}$$

$$C_2 = \frac{1,3342 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 8,4 * 10^{-3}$$

$$C_3 = \frac{1,3351 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 14,7 * 10^{-3}$$

$$C_4 = \frac{1,3362 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 22,5 * 10^{-3}$$

$$C_5 = \frac{1,337 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 28,1 * 10^{-3}$$

$$C_6 = \frac{1,3385 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 38,7 * 10^{-3}$$

$$C_7 = \frac{1,3398 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 47,8 * 10^{-3}$$

$$C_8 = \frac{1,3405 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 52,8 * 10^{-3}$$

$$C_9 = \frac{1,3411 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 57 * 10^{-3}$$

$$C_{10} = \frac{1,3419 - 1,3330}{0,00142 * 100} = 62,6 * 10^{-3}$$

З формули 2.2 ми довели що, показник заломлення для дослідженої речовини та концентрація цукру в дистильованій воді пропорційні і залежні один від одного.

Для аналізу проведених розрахунків та для зручності проведення розрахункових ітерацій для більшої кількості створюємо таблиці в програмному середовищі Excel, представлену на рис. 3.3.

розрахунки Олійник - Excel (не вдалося активувати продукт)

Файл Основне Вставлення Розмітка сторінки Формули Дані Рецензування Подання Скажіть, що потрібно зробити

Вставити Буфер обміну Шрифт Вирівнювання Число

Calibri 11 Ж К П Об'єднати та розташувати в центрі Загальний

N4

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1														
2														
3			показник заломлення		значення	концентрація, C								
4		p1			1,3334	0,002817								
5		p2			1,3342	0,008451								
6		p3			1,3351	0,014789								
7		p4			1,3362	0,022535								
8		p5			1,337	0,028169								
9		p6			1,3385	0,038732								
10		p7			1,3398	0,047887								
11		p8			1,3405	0,052817								
12		p9			1,3411	0,057042								
13		p10			1,3419	0,062676								
14														

Рис 3.3 Вигляд розрахункової таблиці для методу рефрактометра Аббе

Значення показника заломлення записуються вручну, а далі значення концентрації для кожного показника заломлення рахуються автоматично за рахунок властивості програмного середовища, що свою чергу зменшує час для розрахунку всіх параметрів.

3.3 Дослідження показника заломлення гоніометричним методом

Алгоритм проведення дослідження показника заломлення створений гоніометричній установці для 10 різних сумішей представлено на рис 3.4.

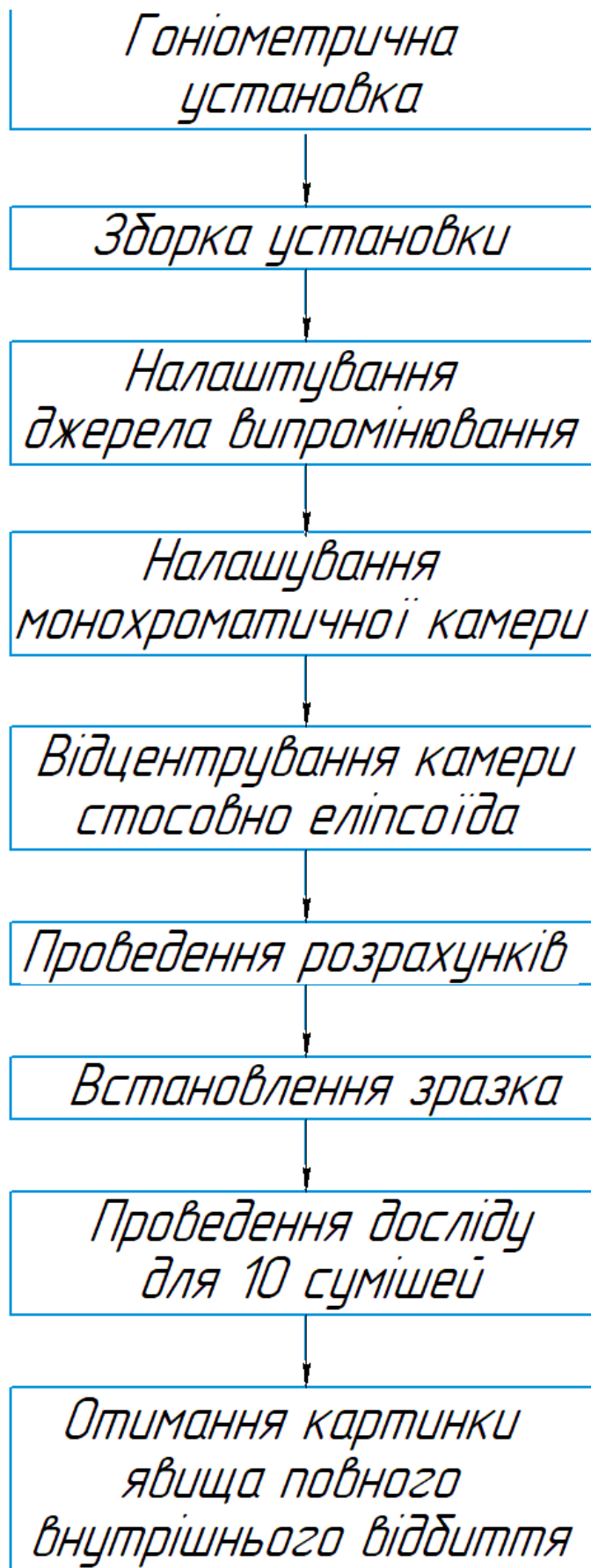


Рис. 3.4 Алгоритм проведення дослідження гоніометричним методом

Зборка установки. Після підготовки та створення всіх елементів системи потрібно створити установку як показано на рис. 2.5 та 2.6. Система повинна бути статичною, тому всі елементи кріпляться на рейки за допомогою допоміжних штативів. Створюються два предметних столика, на одному з яких статично розміщено збірку в складі якої входять призма, корпус і еліпсоїд, досліджуваний зразок та газовий лазер ЛГН 2076, а на другому закріплена монохроматична камера DMK 21AF04.

Налаштування джерела випромінювання. Лазер ЛГН 2076, який було обрано за рахунок своєї потужності в розділі 2 потрібно підключити до електромережі та перевірити його роботу та закріпити на першому предметному столику (рис. 3.5).



Рис. 3.5 Вигляд предметного столика для зборки

Налаштування монохроматичної камери. Спочатку для монохроматичної камери DMK 21AF04 підбираємо об'єktiv та встановлюємо його. Камеру закріплюємо на другому предметному столику. Потім підключаємо камеру за допомогою проводу

USB до комп'ютера і в програмному середовищі IC Capture.AS. За допомогою IC Capture.AS можемо зробити наступне: встановити усі параметри камери, дивіться потік даних живого зображення з камери, знімайте окремі зображення з камери та зберігайте їх у форматі BMP або JPG, захоплення послідовностей зображень та зберігання поодинокі зображення як перелічені BMP або JPG файли. [34]

Відцентрування камери стосовно еліпсоїда. Після підключення камери до комп'ютеру потрібно сфокусувати зображення за допомогою фокуса та діафрагми. Рухаючи предметні столики один проти одного і використовуючи програмне середовище IC Capture.AS добиваємось такої картинки, щоб еліпсоїд знаходився перпендикулярно об'єктиву камери.

Математичні розрахунки знаходження кута падіння. Розраховуємо пряму задачу суть якої полягає у визначенні кута ε_1 , який утворюється на межі повітря – призма, так щоб промінь який заломлюється пройшов через точку С (рис. 2.9). Відомо розміри прями ASM та показник заломлення повітря та призми $n_1=1$ та $n_2=1.5$ відповідно.

Розглядаємо призму ASM, в якій бічну грань розділяємо на 12 рівних частин:

$$AB = \frac{39}{12} = 3,25(\text{мм})$$

Тобто, для кожної ітерації крок дорівнює 3,25. Для розрахунку розраховуємо для 1 ітерації. Далі Розглянемо трикутник ABE, який є рівнобедрений та прямокутний. За геометричними властивостями прямокутного трикутника знаходимо гіпотенузу АВ (формула 2.4): [30]

$$BE = \sin(45^\circ) * 3.25 = 2.298(\text{мм})$$

Так, як трикутник ABE є рівнобедреним, то катети BE=EA

Знаходимо значення ЕС, знаючи відстань АС за формулою 2.5:

$$EC = 27,5 - 2,298 = 25,20(\text{мм})$$

Для знаходження кута ε_2 використовуємо геометричний закон для прямокутного трикутника. Кут EBD дорівнює 45° , тому що трикутник ABD є прямокутним та рівнобедреним. Тобто, за формулою 2.7: [30]

$$\angle \varepsilon_2 = \arctg\left(\frac{25.20}{2.298}\right) - 45^\circ = 39.81^\circ$$

За основним оптичним законом Снеліуса, який має формулу 2.10 можемо знайти значення ε_1

$$\varepsilon_1 = \frac{1.5}{1} * \sin(39.81^\circ) = 73.78^\circ$$

Після знаходження кута ε_1 для 1 ітерації, проводимо розрахунки для кожної наступної. В результаті рішення цієї задачі маємо на виході інформацію щодо розміру кута, у відповідній точці бічній грані, під яким промінь що заломився потрапить в центр призми.

Новизна математичного оцінювання полягає в тому, щоб автоматизувати процес розрахунків кута падіння за рахунок використання програмного середовища Excel (рис.3.6). Програма сама вираховує задані формули, що в свою чергу зменшує час проведення розрахунків.

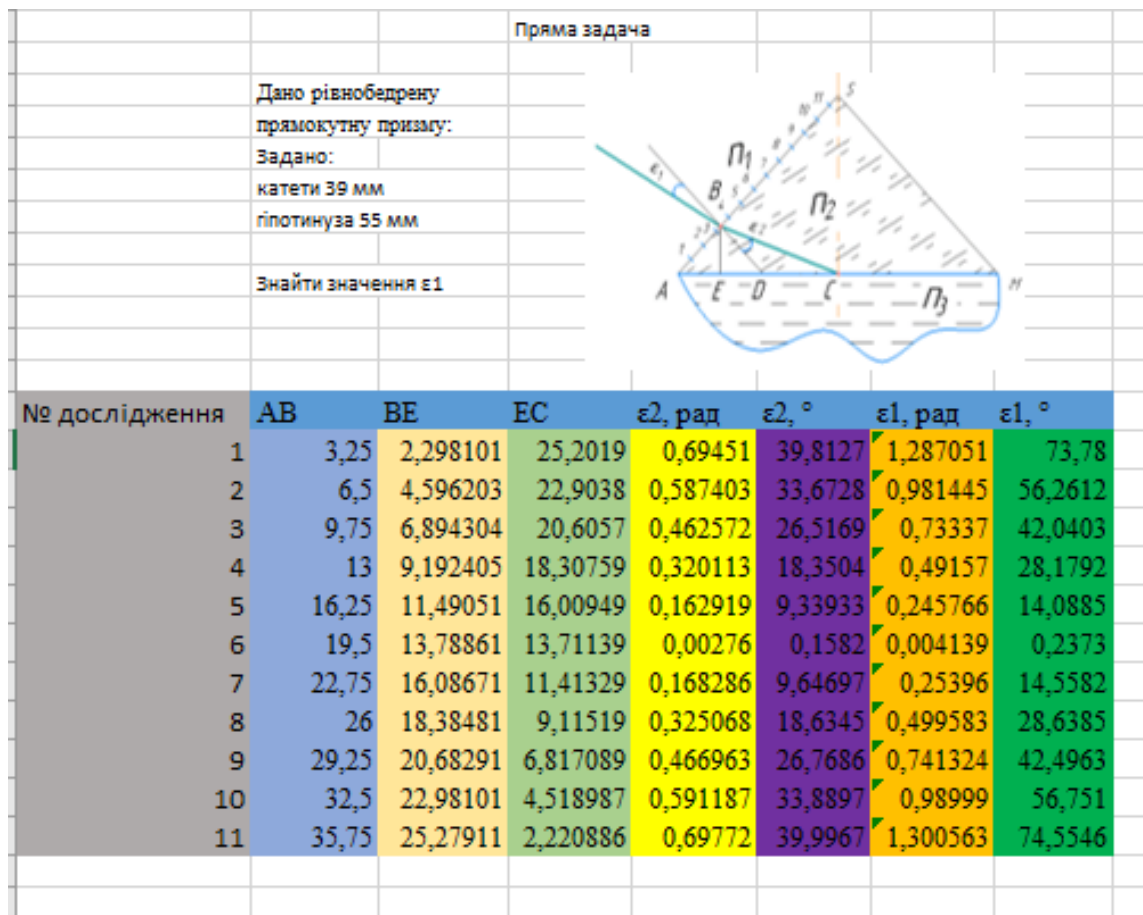


Рис 3.6 Програмне вікно знаходження рішення кута ϵ_1

Математичний розрахунок точки падіння. Суть оберненої задачі полягає в тому, щоб при заданому показнику заломлення для обох середовищ, визначеного за допомогою рефрактометра Аббе для 10 розчинів з різною концентрацією цукру в кожному відповідно, знайти точку на бічній грані призми, в яку падає промінь світла, так щоб при його проходженні відбувалось явище повного внутрішнього відбиття. (рис. 2.10)

Розрахунок ведемо для значення показника заломлення при дослідженні першої суміші із цукру та дистильованої води. Показник заломлення $n_3=1.3334$, а показник заломлення призми $n_2=1,5$.

Спочатку визначаємо кут повного внутрішнього відбиття $\epsilon_{ПВВ}$ за формулою 2.12: [31]

$$\epsilon_{ПВВ} = \angle BCS = \arcsin \frac{1,3334}{1,5} = 62,73^\circ$$

Знайдемо значення кута $\angle BCE$, який дорівняє з формули 2.14:

$$\angle BCE = 90^\circ - 62,73^\circ = 27,27^\circ$$

Далі розглянемо трикутник СЕВ, який є прямокутним. За формулою 2.20 знайдемо значення відрізка ВЕ:

$$BE = \frac{27,5 * tg(27,27^\circ)}{(1 + tg(27,27^\circ))} = 9,33(мм)$$

Далі знов розглядаємо трикутник АВЕ і за формулою 2.21 знаходимо значення гіпотенузи: [30]

$$AB = 9,33 * \sqrt{2} = 13,19(мм)$$

В результаті отримано значення шуканої довжини для першої ітерації. Далі користуючись тими ж самими формулами, розраховуємо значення для всіх ітерацій.

Для цієї задачі також в Excel створено таблицю розрахунків (рис. 3.7), яка показує параметри що дані. Показник заломлення визначений за метод рефрактометра Аббе. Розрахунок кута повного внутрішнього відбиття в радіанах, а наступний стовбець переведення його в градуси. Останні два стовпця, це розрахунки відрізка, який треба знайти за умовою.

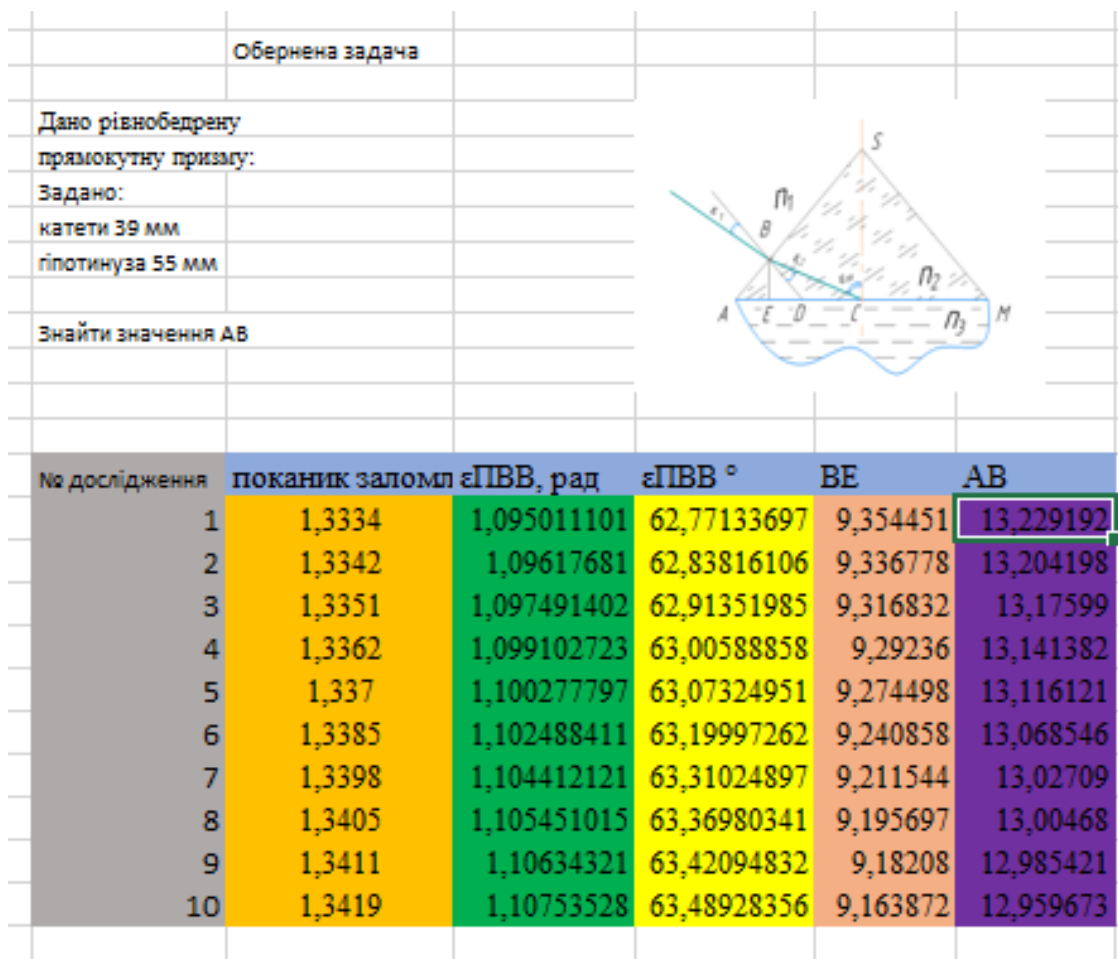


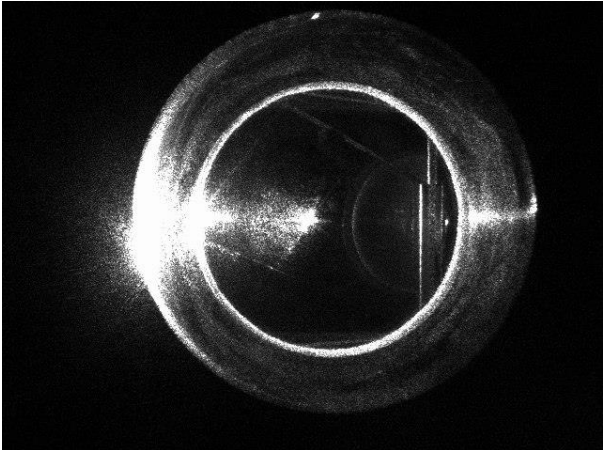
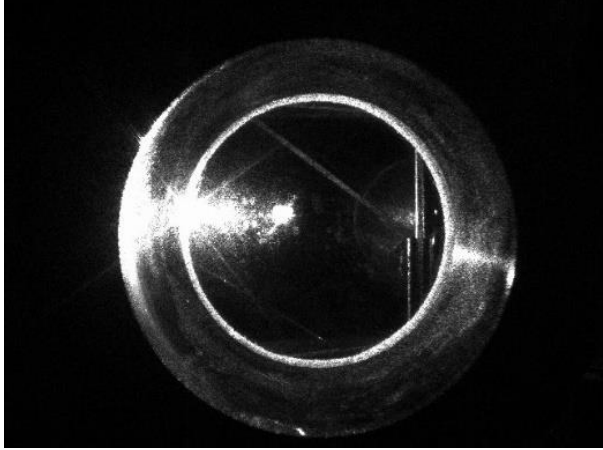
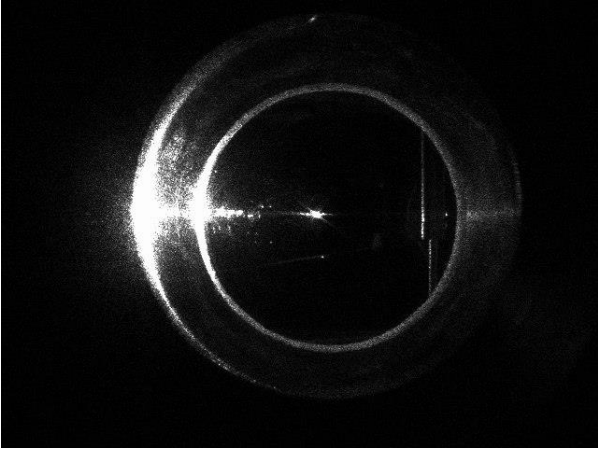
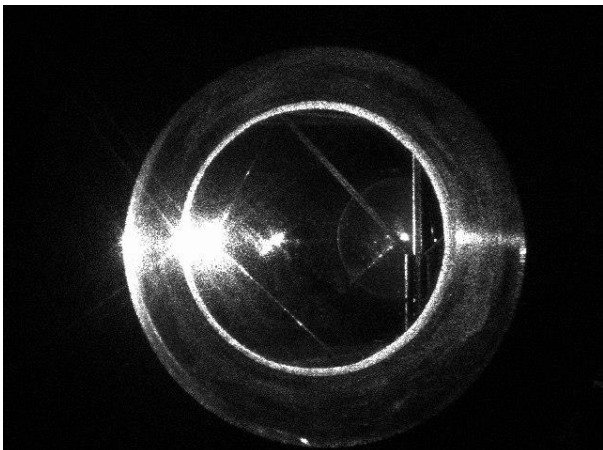
Рис. 3.7 Програмне вікно знаходження рішення відрізка АВ

Встановлення зразка. На скляну поверхню наносимо розчини відповідно до номеру дослідження, та щільно прикріплюємо до призми (рис. 2.6). Після отримання результатів витираємо насухо скло та призму і повторюємо дослід для наступного розчину води з більшим вмістом цукру.

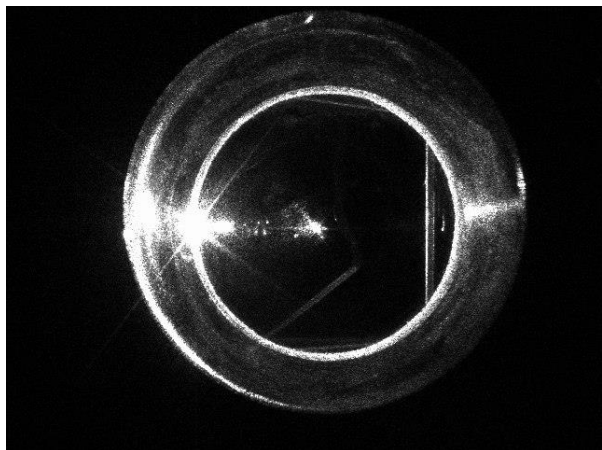
Проведення дослідження. Проводимо дослід в темній кімнаті, щоб прибрати чинники, які напряму впливають на результати дослідження. Вмикаємо лазер під таким кутом, який розрахований вище для першого значення концентрації цукру у дистильованій воді. Лазерний промінь відбивається і заломлюється за рахунок явища повного внутрішнього відбиття. На виході отримуємо зображення, яке ілюструє явище повного внутрішнього відбиття і це доказує на прикладі мутності води за рахунок цукру, що установка може бути використана для дослідження оптичних параметрів біологічних зразків.

Результати. Результатом дослідів є математичне обґрунтування кута падіння та відстані від краю призми до точки куди падає лазерне випромінювання, які показують явище повного внутрішнього відбиття (ПВВ) для кожного із зразків відповідно (таблиця 3.1).

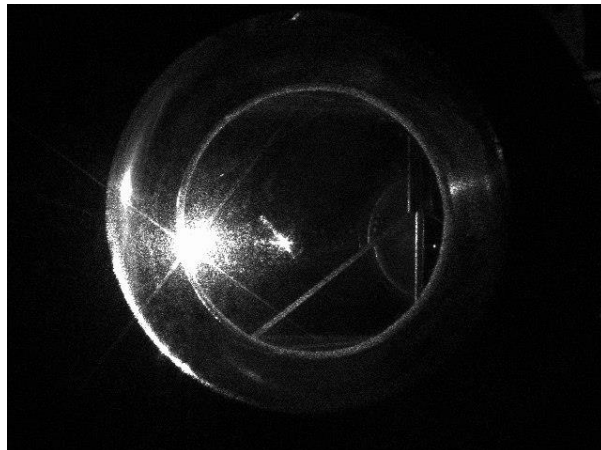
Таблиця 3.1. візуалізація закону повного внутрішнього відбиття для десяти різних розчинів з цукром

Явище ПВВ для 1 гр цукру в 100 мл води 	Явище ПВВ для 2 гр цукру в 100 мл води 
Явище ПВВ для 3 гр цукру в 100 мл води 	Явище ПВВ для 4 гр цукру в 100 мл води 

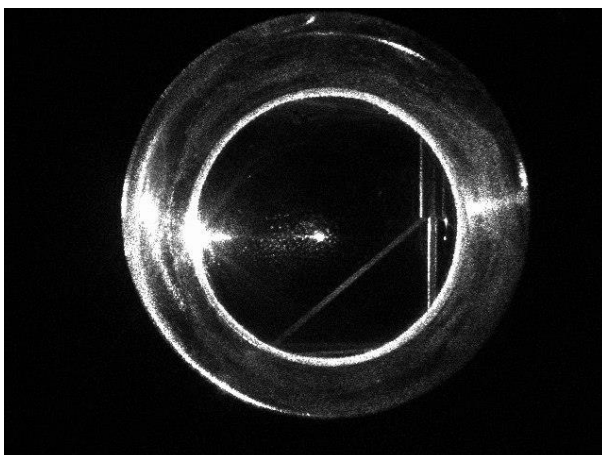
Явище ПВВ для 5 гр цукру в 100 мл
води



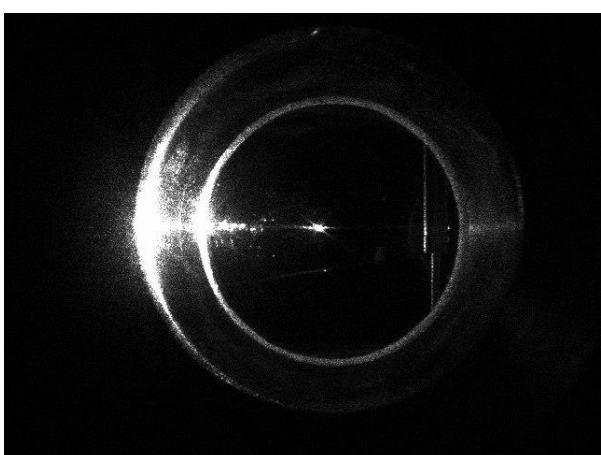
Явище ПВВ для 6 гр цукру в 100 мл
води



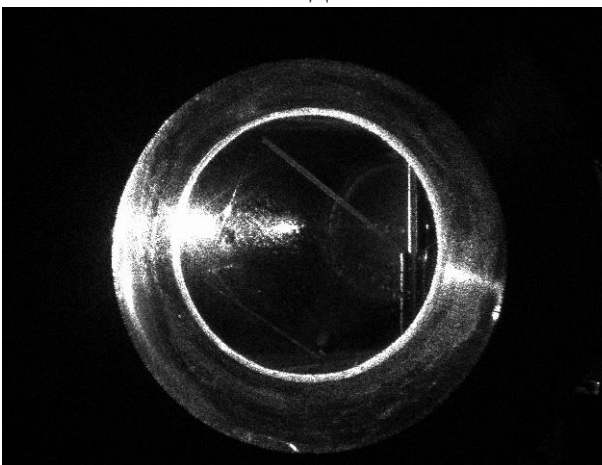
Явище ПВВ для 7 гр цукру в 100 мл
води



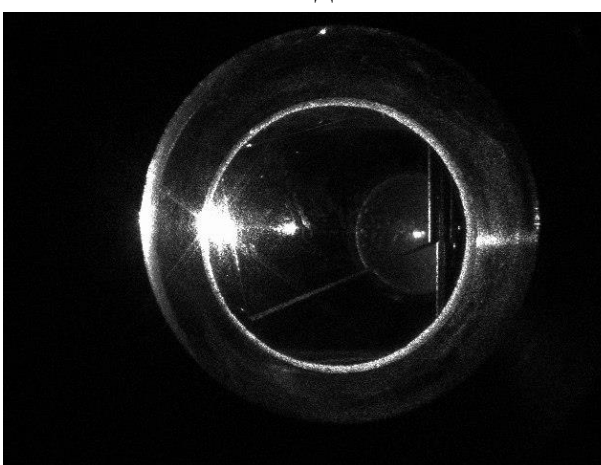
Явище ПВВ для 8 гр цукру в 100 мл
води



Явище ПВВ для 9 гр цукру в 100 мл
води



Явище ПВВ для 10 гр цукру в 100 мл
води



3.4 Аналіз отриманих даних

Аналіз отриманих фотометричних зображень проводиться в програмному середовищі Iris, яке використовується для аналізу зображення за такими параметрами, як концентрація та інтенсивність.

Вставляємо фотометричне зображення в програмне середовище. І отримуємо значення концентрацію та інтенсивність (рис. 3.8).

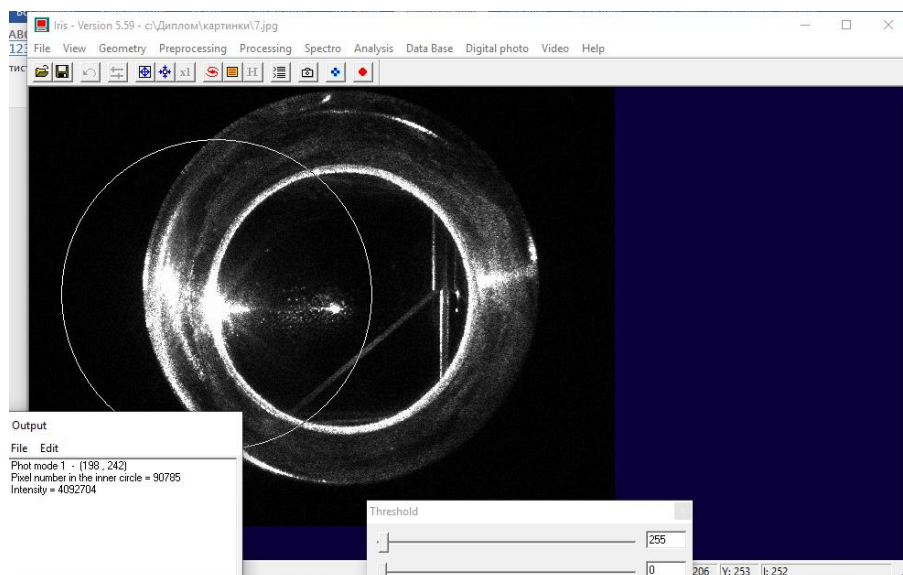


Рис. 3.8 Програмне середовище Iris

В результаті отримуємо таблицю в робочому середовищі Excel для кожного фотометричного зображення при різних концентраціях цукру в дистильованій воді. (рис. 3.9)

	концентрація, моль/л	інтенсивність, Вт м-2
Дослід 1	90785	6257196
Дослід 2	90785	5115731
Дослід 3	90785	4750375
Дослід 4	90785	4692656
Дослід 5	83320	4396220
Дослід 6	90558	4315731
Дослід 7	90785	4062063
Дослід 8	90785	3776112
Дослід 9	82125	3942249
Дослід 10	90785	2775034

Рис. 3.9 Результати дослідження

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

У третьому розділі магістерської дисертації описано як відбувається вибір досліджуваного зразка та їх отримання. Детально представлено та описано алгоритм проведення досліджень для методу рефрактометра Аббе та гоніометричної установки для визначення показника заломлення.

Створено систему із розрахунків для визначення концентрації цукру в розчині при проведенні дослідів на рефрактометрі Аббе. Визначено при якому куті потрібно щоб промінь, який падає на бічну грань, заломлювався в центр призми та визначено відстань при якій відбувається явище повного внутрішнього відбиття.

Також представлено рисунки результатів досліджень для гоніометричного методу, де бачимо, що при збільшенні концентрації в розчині дистильованій воді картина стає менш яскравою.

Зроблено аналіз фотометричних зображень, і отримано, що при збільшенні концентрації цукру в дистильованій воді при визначенні гоніометричним методом, показники інтенсивності зменшується.

РОЗДІЛ 4 СТАРТАП ПРОЕКТ

4.1 Опис ідеї проекту

Огляд сучасних засобів для визначення показників заломлення біологічних зразків надає змогу зробити висновки, що ці методи є інформативними для застосування при розробці медичного обладнання різного профілю. Цей вид досліджень стоїть майбутнє для швидкого та достовірного клінічного дослідження патології в тканинних структурах живих істот та в порівнянні результатів зі здоровим біологічним зразком.

Ідея проекту полягає у розробці удосконаленої установки для визначення показників заломлення різних біологічних зразків, які використовують з діагностичною та терапевтичною метою в медицині та наукових дослідженнях. Потенційні ринки для цієї установки, в межах яких буде здійснено пошук потенційних клієнтів описано в табл. 4.1.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується установка для визначення показника заломлення в мутних середовищах	Дослідження зміни показника заломлення у здорових та патологічних біоматеріалів	Метод, який дозволяє використовувати малу частину біологічного зразка
	Розробка установки для лабораторного дослідження	Вища інформативність та більш точні результати дослідження
	Візуалізація явища повного внутрішнього відбиття	За рахунок порівняння отриманих результатів легше зробити висновок щодо патології

Отже, пропонуємо нову гоніометричну установку для визначення показника заломлення та візуалізації явища повного внутрішнього відбиття, яка відрізняється від існуючих, економічною вигідністю, підвищеною інформативністю та можливістю побачити результати проведення дослідження на комп'ютері.

Далі проводимо аналіз техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів:

- визначаємо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;

– визначаємо попереднє коло проектів-конкурентів або товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;

– проводимо порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2).

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п / п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W(слабка)	N(нейтральна)	S(сильна)
		Мій Проект Гоніометричний метод	Конкурент1- Рефрактометр Аббе	Конкурент2 - Біологічний мікроскоп	Конкурент3 - Когерентна томографія			
1	Вид досліджень	in vitro	in vitro	in vitro, in situ	in vitro	-	-	+
2	Вартість програмного забезпечення	Проста програмна складова, дешева	Програмне забезпечення відсутнє	Програмне забезпечення відсутнє	Складна програмна складова, дорога	-	+	-
3	інвазивність	Неінвазивна	Інвазивна	Інвазивна	Неінвазивна	-	-	+
4	Працездатність при різних довжинах хвилі	Працює	Не працює	Не працює	Працює	-	-	+
5	Тривалість дослідження	20 хв	15 хв	1,5 години	10 хв	-	+	-

6	Необхідність вивчення	потрібно	потрібно	потрібно	потрібно	-	+	-
---	-----------------------	----------	----------	----------	----------	---	---	---

Підсумовуючи з'ясовані сильні, слабкі, та нейтральні характеристики і властивості ідеї потенційного методу робимо висновок про конкурентоздатність гоніометричної розробленої системи для визначення показника заломлення біологічних зразків. Додаткові витрати на програмне забезпечення методу виправдовується зменшенням часу процедури проведення дослідження та більш точною інформативністю досліджень.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проводимо аудит технології, а саме мови програмування, за допомогою якої можна реалізувати ідею створення гоніометричної установки для визначення показника заломлення. Визначення технологічної здійсненості ідеї проекту передбачає аналіз складових які вказані в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Установка	Використання оптичних елементів	наявна	платна
2.	Програма реалізації	Excel 2016	наявна	Безкоштовна, доступна
3.	Моніторинг та користування дослідженням	Методи математичного аналізу, статистики	Розроблено для проекту	Безкоштовна, доступна

З аналізу даних, що наведені в таблиці 4.3, можна зробити висновок, що можливість технічної реалізації даного проекту досить висока, оскільки, технології, що використовуються при його розробці доступні у вільному доступі та об'єктивні до сліду за рахунок власних розроблених методик з програмним забезпеченням.

Для визначення технологічності ідеї потрібно відповісти на основні питання стосовно гоніометричної установки, які наведено в таблиці 4.4 [36]

Таблиця 4.4. Опрацювання питань для удосконалення
гоніометричної установки

№ з/п	Запитання	Відповідь
1	Частиною яких систем є продукт?	Гоніометрична установка є частиною системи обробки показника заломлення в біозразку.
2	Які функції надсистеми може виконувати продукт? Як їх з ним пов'язати?	Установка виконує функцію дослідження явища повного внутрішнього відбиття в біологічних тканинах.
3	Чи можна з'єднати продукт в одне ціле?	Так, можливо, але частково, для цього потрібно створити з'єднувальну деталь типу корпус
4	Чи можна об'єднати (агрегувати) кілька елементів продукту в один?	Для скріплення двох елементів, а саме призми та еліпсоїда потрібно створити деталь, яка буде скріплювати дві частини з натягом.
5	Чи можна нерухомі частини продукту зробити рухомими і навпаки?	Так, можна приєднати лазер або камеру до рухомого механізму та змінювати кути падіння або отримання результату.
6	Яким має бути ідеальний продукт?	Повинен мати високу точність та має бути максимально комфортним для користувача.
7	Що відбудеться, якщо вилучити цей продукт? Чим його можна замінити?	Так, його можна замінити на методи, які сьогодні вже давно не використовуються, так як не дають точні результати вимірювання.
8	Яким цей продукт був у минулому?	Раніше використовувалась інтегрована сфера, яка займала дуже багато місця і не давала велику точність результатів.
9	На розвиток яких функцій було спрямоване удосконалення продукту?	На підтвердженні явища повного внутрішнього відбиття в біологічних зразках
10	Які функції залишилися «недорозвиненими»?	Треба допрацювати кріплення та рух по траєкторії лазера або камери
11	Як можна натепер розвинути ці функції?	Так можливо, є ідеї щодо реалізації цих функцій

При розгляді таблиці 4.4 зроблено висновки, щодо подальшого розвитку установки, вказано галузь, де використовується прилад, зроблено порівняння з установками аналогами. Поставлено цілі, щодо ідеалізації гоніометричної установки для вимірювання показника заломлення в біологічному середовищі.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів конкурентів. Проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку, що наведено в таблиці 4.5.

Таблиця 4.5. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	Всього 2: 1. «Bellingham + Stanley Ltd» (Англія) 2. «Anton Paar Optotec GmbH» (Німеччина)
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	238000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Апорбація результатів
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	До лабораторні умови проведення випробування Аналіз ризиків. Вимоги щодо безпечності та нешкідливості
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	53

Отже, відповідно до даних, отриманих у таблиці 4.5, робимо висновки, що даний ринок є привабливим для входження розробленої установки, оскільки можливий високий попит на установку в зв'язку з підвищенням доступності технології та дешевшою ціною в порівнянні з іноземними виробниками. Далі буде визначено потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та сформовано орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.6).

Таблиця 4.6 Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Точність та швидкість визначення показника заломлення в біологічному зразку	Державні діагностичні установи	• вартість • Інноваційність ідеї • Легка експлуатація	• наявність обладнання та матеріально-технічної бази; • робота обладнання згідно встановлених вимог; • наявність працівників відповідної кваліфікації, які мають необхідні знання та досвід;
2		Науково-дослідницькі установи	• гнучкість проведення методики дослідження • вартість	• наявність обладнання та матеріально-технічної бази; • наявність працівників відповідної кваліфікації, які мають необхідні знання та досвід; • наявність документально підтвердженого досвіду виконання аналогічних договорів
3		Приватні діагностичні установи	• вартість • Інноваційність ідеї • Легка експлуатація	• наявність обладнання та матеріально-технічної бази; • робота обладнання згідно встановлених вимог; • наявність працівників відповідної кваліфікації, які мають необхідні знання та досвід;

4		Експорт	• стандартизація (медичні прилади мають піддаватися особливому контролю) • зручність експлуатації • технічні регламенти • інноваційність	• наявність матеріально-технічної бази; • наявність працівників відповідної кваліфікації, які мають знання та досвід; • наявність документально підтвердженого досвіду виконання аналогічних договорів
---	--	---------	---	--

Після визначення потенційних груп споживачів буде проведено аналіз ринкового середовища, які будуть складатися: з таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (таблиці 4.7-4.8). Фактори в таблиці наведені в порядку зменшення значущості, а саме такі як: конкуренція, науково-технічний, політично-економічний, постачання та довіра споживача, та описано зміст загрози та можлива реакція компанії на фактори ризику.

Таблиця 4.7. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Зростання конкурентних установок	Підвищення конкурентоспроможності, розширення функціональних можливостей, удосконалення установки
2.	Науково-технічна	Установка стає застарілою	Модернізація установки або впровадження нових елементів
3.	Політично-економічна	Підвищення цін на закупівлю складових установки	Здійснення попереджувальних організаційно-технічних заходів, оптимізації товарно-матеріальних запасів, зменшення простоїв обладнання

4.	Постачання	Перебої в доставці елементів установки	Підтримка запасу елементів системи
5.	Довіра споживача	Похибка в результатах досліджень	Періодичний контроль роботи установки

У відповідності з проаналізованими факторами загроз можна зробити висновок, що є ймовірність виникнення загроз за такими факторами, як конкуренція та науково-технічний, тому необхідно робити постійний моніторинг нових розробок і впроваджувати новизну для установки. Також потрібно оцінювати політико-економічний та перевіряти постачальників. Але поряд із колом загроз існують і певні можливості (таблиця 4.8), такі як нові технології, державні замовлення, довіра клієнта, погіршення позиції на ринку та розвиток економіки країни.

Таблиця 4.8. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Нові технології	Застосування нових технологій	Підтримка лідерства на ринку збуту
2.	Державні замовлення	Розширення сфери продажів	Розширення роботи на збільшення кількості
3.	Довіра покупця	Збільшення продажі	Розширення ринку
4.	Погіршення позицій конкурентів	Умови для збільшення попиту	Підвищення цін на установку
5.	Розвиток економіки країни	Збільшення продажі	Збільшення кількості працівників

Робимо висновок, що найбільш реальними факторами можливостей є фактор розвитку економіки країни та впровадження нових ідей, що призведе до модернізацій існуючої установки та збільшення попиту на її використання, на основі розроблених методів дослідження показника заломлення біологічних середовищ. Далі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.9).

Таблиця 4.9. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
Тип конкуренції - олігополія	Характеризується кількістю (від 2 до 10), обгороджених бар'єрами, які перешкоджають вступу в галузь нових фірм	Контроль над цінами. Для установки важливо дістати довіру
За рівнем конкурентної боротьби - національний	Характеризується можливістю постачання інноваційної активності країни на міжнародний ринок.	-Ідея технології компанії є інноваційна і вона конкурентоспроможна на міжнародному ринку.
За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Використовується виключно в галузі медицина	-Технологія установки має більшу продуктивність, на відміну від конкурентів
Конкуренція за видами товарів: - товарно-родова	Гоніометрична установка може бути замінена на іншого роду пристрої	Компанії необхідно завоювати ринок серед товарів роду, тому можуть виникнути складності при конкуренції.

Проаналізувавши дані за таблицею 4.8 можна зробити висновки, що запропонована установка щодо реалізації методу демонструє високу конкурентоспроможність на ряду з аналогами. Найбільш небезпечним конкурентним середовищем є товарно-родова. Для цього передбачено ряд нових ідей, щоб тримати свої позиції на ринку.

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в вузькопрофільній галузі (табл.4.10).

Таблиця 4.10. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	«Bellingham + Stanley Ltd» (Англія) «Anton Paar Optotec GmbH» (Німеччина)	-патенти на технології; -доступ до каналів розподілу -економія на масштабах -розмір капіталовкладень;	змінні витрати на постачання ; -значення розміру поставок	-прибутки; -контроль якості; -розмір закупівель;	-ціна; -лояльність споживачів;
Висновки:	Конкуренти є лідерами технологій аналізаторів біологічних параметрів, але вдосконалення установки дає можливість вийти на світовий ринок	можливість входу на ринок є, але значним бар'єром є розмір капіталовкладень. Строки виходу на ринок: 2 роки	Постачальники є основною складністю, тому що вони є основним гальмом у створенні установок	Для клієнта найголовніше точність вимірювання та легкість у проведенні дослідів	Конкурентоспроможність за рахунок доступної ціни, точності збірки установки

З огляду на ситуацію існує кілька факторів, які обов'язково мають постійно контролюватися, щоб знизити фактори ризику і збільшити попит на продукт: високий рівень якості установки і невисока ціна, що забезпечить високу ланку на ринку технологій досліджень показників заломлення біологічних тканин. На основі аналізу конкуренції (табл. 4.10), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 4.2), вимог споживачів до товару (табл. 4.6) та 102 факторів маркетингового середовища (табл. 4.7 - 4.8) буде визначено та обґрунтовано перелік факторів конкурентоспроможності табл. 4.11.

Таблиця 4.11. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників)
1	Точність отриманих результатів дослідження	Висока достовірність отриманих результатів, яка підтверджується математичними та оптичними розрахунками.
2	Аналіз результатів	Дає можливість аналізувати отримані результати за допомогою комп'ютерного ПЗ та провести розрахунки для кутів
3	Доступ до виконання лабораторних досліджень	Ціна на установку і програмне забезпечення дає можливість для використання в лабораторних умовах
4	Проста конструкція	Установка має меншу кількість елементів у своїй основі
5.	Патенти	Розроблена і запатентована технологія та метод дослідження показників заломлення

Можна зробити висновки, що розроблена установка визначення показника заломлення біологічних тканин, згідно з обґрунтуванням факторів конкурентоспроможності, має ряд суттєвих переваг, що виражає його можливість конкурування з іншими методами галузі і що надає змогу розглядати його як перспективний проект для залучення коштів. Далі в таблиці 4.12 представлено порівняльний аналіз сильних та слабких сторін для гоніометричної установки визначення показника заломлення в біологічних зразках

Таблиця 4.12. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін установки

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бал и 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з METER_Kompany						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Наявність патентів	16			+				
2	Велика кількість постачальників	15		+					
3	Висока якість	17						+	
4	Технічна підтримка	19					+		
5.	Ціна	14						+	
6	Аналіз результатів	15				+			
7	Простота конструкції	16					+		

З аналізування даних таблиць 4.11 та 4.12 бачимо, що фактори конкурентоспроможності суттєві та мають великий внесок при впровадженні гоніометричної системи визначення показника заломлення біологічних тканин. Основною перевагою та головним досягненням є висока якість, ціна, простота конструкції та технічна підтримка. З таблиці 4.13 бачимо сильні та слабкі сторони реалізованого проекту.

Таблиця 4.13. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: 1 Час проведення дослідів 2 Види дослідження біозразків 3 Неінвазивна технологія 4 Програма для обробки результатів 5 Проста конструкція	Слабкі сторони: 1. недостатність знань при використанні установки 2. вузький асортимент товарів 3. використання для вузькоспеціалізованих галузей
Можливості: 1. Нові технології 2. Державні замовлення 3. Довіра покупця; 4. Погуршення позиції конкурентів 5 Розвиток економіки країни.	Загрози: 1. Конкуренція. 2. Науково-технічна 3. Політичні-економічна; 4. Постачання; 5. Довіра споживача.

Отже, SWOT-аналіз дозволяє краще оцінити структуру проекту: визначити слабкі та сильні сторони реалізованої установки та оцінити загрози та можливості, щоб обрати найбільш оптимальну стратегію розвитку. Це дозволяє розробити подальший перелік заходів (альтернативи ринкової поведінки) для виведення стартап-проекту на ринок (табл. 4.14) та отримати орієнтовний оптимальний час його ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів.

Таблиця 4.14. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Стратегія нейтралізації ринкових загроз сильними сторонами стартапу	Ймовірність висока за рахунок зменшення часу проведення дослідів, удосконалення програми реалізації проекту	12 місяців

2	Стратегія компенсації слабких сторін етапу наявними ринковими можливостями	Ймовірність впровадження нових технологій та методів в реалізацію установки та розширення попиту на товар за рахунок ознайомлення клієнтів з можливостями	2 роки
---	--	---	--------

З зазначених альтернативних варіантів обираємо першу стратегію, оскільки цей шлях є найбільш надійним та швидким за часом реалізації, так як ринок формують споживачі і їх зацікавленість до реалізованої установки є в пріоритеті для торговельно-економічних шляхів. В наступному пункті на основі аналізу розробимо ринкові стратегії проекту.

4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів. Для визначення цільових груп створено таблицю 4.15 щоб порівняти всі аспекти потенційних споживачів.

Таблиця 4.15. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Індивідуальні споживачі які зацікавлені у дослідженні біологічних зразків	готові	10%	низька	Без обмежень
2	Науково-дослідницькі установи які зацікавлені у оптичних дослідженнях	готові	40-45%	середня	Без обмежень

	біологічних матеріалів				
3	Медично-діагностичні установи усіх форм власності	Готові, але при відповідній документації для проведення дослідів	50-55%	висока	Потрібність у документації
Які цільові групи обрано: Під час аналізу потенційних груп споживачів було прийнято рішення що установка буде працювати із медично-діагностичними та науково-дослідними установами усіх форм власності .					

Згідно з результатами аналізу потенційних груп споживачів, найбільш перспективними було обрано цільові групи такі як науково-дослідних та медично-діагностичних установ різних форм власності. Кожна з обраних груп споживачів знайде для себе позитивні рішення розробленої геометричної установки для дослідження показника заломлення біологічних середовищ: для медичних установ – це високий рівень інформативності досліджень та простота проведення досліджень, для науково-дослідних – простота реалізації установки та доступність технології.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку (таблиця 4.16). Базується вона на стратегії охоплення ринку, така як диференційний маркетинг, оскільки установка є вузькоспеціалізована у використанні.

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Отримання довіри споживачів за рахунок швидкості та якості досліджень	Диференційований маркетинг	Проста реалізація Швидкість дослідження Програмне забезпечення Доступність для лабораторних проведення	Стратегія диференціації

В якості стратегії охоплення ринку обрано диференційований маркетинг, оскільки з потенційних груп споживачів було виявлено і обрано дві найбільш впливовіші на ринок, до яких буде застосовано комплексний підхід задоволення їх потреб. Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (таблиця. 4.17).

Таблиця 4.17. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проєкт «першо-прохідцем»?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	ні	Забирання існуючих у прямих конкурентів	Частково, оскільки робота установки пов'язана з явищем повного внутрішнього відбиття, але відрізняється структурою проведення дослідів та обробкою результатів	Стратегія лідера

В якості стратегії конкурентної поведінки було обрано стратегію лідера - стратегію розширення первинного попиту, оскільки для розробленої установки найдоречніше формувати попит і розширювання напрямків застосування розробленої установки, що дозволить краще використовувати сильні сторони проєкту.

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування, яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проєкт (таблиця 4.18)

Таблиця 4.18. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проєкту	Вибір асоціацій, які мають сформулювати комплексну позицію власного проєкту
-------	-------------------------------------	---------------------------	--	---

1	- Висока якість отриманих результатів - Швидкість вимірювань - Доступність технології - Гарантії якості	Стратегія диференціації	- Висока якість отриманих результатів - програмне забезпечення - швидкість проведення дослідів	- Якість. - Низька ціна. - Технічна підтримка.
---	--	-------------------------	--	--

Результатом підрозділу є узгоджена система рішень, щодо стратегії продажу установки, а саме визначено основних груп продажу товару, визначено ключових конкурентоспроможних позицій та вибору асоціацій, для формування комплексної позиції на ринку розробленого проекту та також визначено стратегії позиціонування на ринку збуту. Виділено основні пункти щодо ознайомлення цільової аудиторії з гоніометричною установкою для визначення явища повного внутрішнього відбиття в біологічних зразках.

4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Формування маркетингової програми є першим кроком для впровадження і розробки маркетингової концепції гоніометричної установки, яку отримає споживач. У таблиці 4.19 наведено результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.19. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Доступність	Низька ціна за установку	За рахунок простої конструкції та невисокої вартості реалізації
2	Точність	Висока якість визначення показника заломлення	Якість вимірювань забезпечується приймачем, а саме камерою, яка передає дані на комп'ютер

3	Легкість	Проста у використанні технологія	Користувачеві не потрібно проходити курси для роботи з установкою
4	Технологічність	Простота конструкції	Мала кількість складових установки забезпечує простоту у дослідженні показника заломлення
5	Швидкість	Гоніометричний метод є одним із найшвидших методів для визначення показника заломлення	Швидкість проведення досліджень на порядок вище за клінічні та лабораторні дослідження

Тож, аналізуючи дані наведені в таблиці 4.19, визначені ключові переваги перед конкурентами, розробленої установки визначення показника заломлення біологічних тканин, що забезпечує всі основні вимоги споживачів, які можна висунути до даної категорії продукції. Далі наведено трирівневу маркетингову модель товару, що уточнює властивості товару і до яких груп відносяться певні властивості установки (табл. 4.20).

Таблиця 4.20. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Удосконалена гоніометрична установка для дослідження показника заломлення та явища повного внутрішнього відбиття		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1.Довговічність	Нм	Тх
	2 Технологічна собівартість	М Нм	Е Тл
	3 Вихідні дані	М	Вр
	4 Ремонтпридатність	Нм	Ор
	5 Швидкість проведення		
	Якість: відповідає Технічному регламенту щодо медичних виробів №753 КМУ, та нормам ДСТУ EN ISO13485:2016		
	Пакування: програмне забезпечення записане на компакт диск.		

	Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського. Гоніометрична установка для визначення показника заломлення біологічних тканин»
III. Товар із підкріпленням	До продажу - відсутнє
	Після продажу: гарантія якості.

За аналізуванням I та II рівнів, що наведено в таблиці 4.20 моделі проекту гоніометричної системи для визначення показника заломлення та явища повного внутрішнього відбиття, було визначено, що доречно забезпечити захист проекту від копіювання та втрат інформації, шляхом патентування методики проведення досліду та самої установки. Такий спосіб забезпечує високий рівень захисту і є найбільш вживаним для розробленого типу технологій.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 4.21).

Таблиця 4.21. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	240000-310000 грн	340000-400000 грн	20000-35000 грн	50000-80000 грн

Встановлюємо нижню межу 50 000 грн., спираючись на рівень цін товарів замінників, та оцінюючи простоту і компактність установки, щоб технологія що пропонується не була замінена цією категорією товарів. Верхня межа була встановлена 800 000 грн., спираючись на значні відмінності рівня доходів цільових груп, з врахуванням максимальних цін на товари-аналоги. Далі наведено специфіка формування стратегії збуту товарів у системі товаропросування, що наведено в таблиці 4.22.

Таблиця 4.22. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Модифікована закупівля	Встановлення та підтримка контакту зі споживачем	Однорівневий канал	Вертикальна система збуту (наявність єдиного інтересу у ланцюзі збуту)

Оскільки, поведінка цільових клієнтів відноситься до модифікованих закупівель (коли покупець проаналізовує і переоцінює можливі варіанти) і здійснюється вихід технології на ринок, який ще не повністю вивчений, то для встановлення контакту з споживачами і підтримки їх доцільно застосовувати однорівневий канал збуту вертикальної системи. Вертикальна система збуту створить контроль над товарорухом та координацію дій у каналах. Також основний пункт це орієнтація на конкретного споживача та зацікавленість його в продукті (табл. 4.23).

Таблиця 4.23. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Модифікована закупівля	Інтернет ресурси, рекламні статті, виставки	Легкість роботи, точність результатів дослідження і швидкість досліджень	Зацікавленість та інформування споживача	Надійний та інноваційний метод дослідження за допомогою гоніометричної установки

Визначення ключові переваги установки, що пропонується , її системи збуту та аналіз її маркетингових комунікацій – забезпечують успішне просування товару

на ринку, спираючись на цінності та потреби потенційних споживачів. Також визначено ключові позиції, обрані для позиціонування. Визначення основних комунікаційних каналів, якими користуються цільові групи клієнтів, надало змогу розробити стратегію ринкових комунікацій проекту, шляхом їх інформування і зацікавленням гоніометричною установкою для визначення показника заломлення світла.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4

Отже, розробка і впровадження стартап-проекту це можливість реалізації своїх ідей у життя на початку підприємницької діяльності. До якого б напрямку чи науки, технологій чи діяльності не відносився б стартап – головною рисою є його стрімке зростання та розвиток.

Гоніометрична установка для визначення показника заломлення біологічних тканин є інноваційною і перспективною в області оптичного дослідження патології біологічного зразка. Етап аналізу та переваг системи показав легкість технічного провадження ідеї та високий рівень конкурентного відношення на ринку, що вже з першого кроку вносить позитивні чинники для інвестування коштів в створену установку як для інвесторів, так і для розробника.

Етап розробки ринкової стратегії – являє собою найважливіший етап розробки стартап-проекту. В результаті розробки цього пункту, було визначено найуспішнішу ринкову стратегію для розробленої гоніометричної установки для знаходження показника заломлення біотканин, відповідно до цільових груп споживачів, та виділено систему рішень, щодо реалізації цієї стратегії. А завершальним етапом було розробка маркетингової програми стартапу, що створило передумови для визначення форм збуту товару, розглянуто установку за трьома рівнями, зроблено оцінку концепції товару та ціноутворення.

Можна зробити висновок, що створена гоніометрична система дослідження показника заломлення та кута повного внутрішнього відбиття в біологічних тканин має ряд переваг та недоліків, і при аналізі проведених етапів розробки стартап-проекту, після оцінки слабких та сильних сторін і визначення стратегій поведінки на ринку збуту – можна розглядати стартап-проект, як перспективний для залучення коштів та подальшого продажу його на вузькоспеціалізованому ринку.

ЗАГАЛЬНИЙ ВИСНОВОК

1. На основі гоніометричної системи, доказано залежність параметра концентрації від плями розсіювання.
2. На основі гоніометричного методу дослідження показника заломлення біологічного середовища запропоновано установку, на основі прями та еліпсоїдального рефлектора, що дасть змогу візуалізувати плями розсіювання.
3. Розроблено математичну модель знаходження кута та точки падіння променю на призму, що дасть змогу попередньо визначати кут та точку падіння.
4. Отримано зображення явища повного внутрішнього відбиття для запропонованої установки, що дасть змогу аналізувати біологічний зразок за таким параметром, як концентрація.
5. Проведено аналіз методів та приладів дослідження показника заломлення біологічних зразків, що дасть змогу реалізувати на основі існуючих методів, новий метод дослідження показника заломлення.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРА

1. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 1 / Пер. с англ. под ред. В. В. Тучина. - М.: Наука, Физматлит, 2007. – 560 с.
2. А.Е. Пушкарева. Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
3. Opticstoday [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://opticstoday.com/katalog-statej/stati-na-ukrainskom/biomedichna-optika/doslidzhennya-osoblivostej-dii-riznix-spektriv-lazernogo-viprominyuvannya-na-biologichni-tkanini.html>
4. Евтихиева О.А., Расковская И.Л., Ринкевичюс Б.С., Толкачев А.В. Исследование физических процессов в жидкости методом лазерной рефрактографии // Оптические методы исследования потоков: XII Межд. науч-технич. конференция [Электронный ресурс]: труды конференции. – Электрон. дан. – М.: НИУ «МЭИ», 2013. – 1 электрон. опт. диск (CD-ROM). – Доклад № 4-8, 12 с. – ISBN 978-5-91940-663-1 - № гос. регистрации 0321302584.
5. Сафонова Л. П. Спектрофотометрия в функциональной диагностике. – М.: Изд-во МГТУ им. Баумана, 2005. – 67 с.
6. Edited by Tuan Vo-Dinh “Biomedical Photonics Handbook” (2015), 65-68, 151-182.
7. Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В. В. Тучин // Успехи физ. наук.– 1997. – Т. 167. – № 5. – С. 517–539.
8. Jun Q. Lu, Xin-Hua Hu, and Ke Dong “Modeling of the rough-interface effect on a converging light beam propagation in a skin tissue phantom” 2000 Optical Society of America.
9. Joseph M/ Schmitt and Gitesh Kumar “Optical scattering properties of soft tissue: f discrete particle model” 1998 Optical Society of America
10. J.-C. Lai, Z. Li, C. Wang, and A. He, “Experimental measurement of the refractive index of biological tissues by total internal reflection,” Applied Optics 44(10), 1845–1849 (2005).
11. Optical Coherence Tomography, eds W. Drexler, J.G. Fuimoto, Springer 2009. Berlin.

12. A. Knüttel, M. Boehlau-Godau, "Spatially confined and temporally resolved refractive index and scattering evaluation in human skin performed with optical coherence tomography," *Journal of Biomedical Optics* 5(1), 83-92 (January 2000).
13. Megalektsii [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://megalektsii.ru/s45740t1.html>
14. Шмидт В. Оптическая спектроскопия для химиков и биологов. Москва: Техносфера, 2007.
15. Сайфитдинова А. Ф. Двумерная флуоресцентная микроскопия для анализа биологических образцов. СПб., 2008
16. Конфокальная эндомикроскопия. [Электронный ресурс] / Новые технологии. Пентакс. // <http://www.pentax-med.ru/confocal/confocal.htm>
17. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике/ Перевод с англ. Под ред. В.В. Тучина. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2013. – 812 с. – ISBN 978-5-9221-1422-6.
18. Расковская И.Л., Ринкевичюс Б.С., Толкачев А.В. Лазерная рефрактография оптически неоднородных сред. *Квантовая электроника*. 2007, т.37, №12, С.53-55
19. Q. Wang Song, Chin-Yu Ku and Chumping Zhang "Modified critical angle method for measuring the refractive index of bio-optical materials and its application to bacteriorhodopsin" 1994, Syracuse University, New York
20. Huafeng Ding «Scattering of light waves by biological cells and in tissues» November 2006, East Carolina University.
21. Патент МПК(2018.01)G01 N21/43 «Пристрій для вимірювання показника заломлення біологічних середовищ» Маляренко Д.Ю., Безугла Н.В., Безуглий М. О.
22. Оптичні медичні прилади: Метод. вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготов. 6.051003 «Приладобудування» програми професійного спрямування «Медичні прилади і системи» / Уклад.: М.О.Безуглий, Н.В.Безугла – К.: НТУУ «КПІ», 2012. – 112 с.
23. J Rheims, J. Koser and T. Wriedt «Refractive-index measurements in the near-IR using an Abbe refractometer», Germany, March 1997.

24. МБС1 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://scopica.ru/proj/stereoskopicheskiy-mikroskop-mbs-1/>
25. РОСС [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://ross.com.ru/lazer-lgn-207-lgn-208>
26. Безуглий М. О. Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні / М. О. Безуглий, Д. В. Ботвиновський, В. В. Зубарев, Я. О. Коцур // Методи та прилади контролю якості. – 2011. - №27. – С.77 – 83.
27. Polygon 2.0 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://picaso-3d.com/ru/products/soft/polygon-2-0/>
28. Studfile [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://studfile.net/preview/6199109/>
29. Безуглий М. О. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефlectorів фотометрів / М. О. Безуглий, І. І. Синявський, Н. В. Безугла, А. Г. Козловський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2016. – №2 (52). – С. 76-81.
30. Тадеєв В.О. «Геометрія. Основні фігури: Базовий курс». Підручник для 7 класу загальноосвітніх навчальних закладів/ За ред. В.І. Михайловського – Тернопіль: Навчальна книга – Богдан, 2007. – 272 с.
31. Бутиков Е.И., Еондратьев А.С. ФИЗИКА: Учеб. Пособие: В 3 кв. Кн.2. лектродинамика. Оптика. – М:ФИЗМАТЛИТ, 2008 – 336с. – ISBN 978-5-9221-0108-0 (Кн. 2).
32. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія: підручник/ Е.І. Личковський, В.О. Тіманюк, О.В. Чалий [та ін.]; за ред. Е.І. Личковського, В.О. Тіманюка – Вінниця: Нова Книга, 2014 – 464 с.
33. МФТИ [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://mipt.ru/education/chair/physics/S_IV/Opt_man/5_3.pdf
34. Astronomycameras [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.astronomycameras.com/products/software/iccaptureas/>
35. Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс]: Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.

36. БАЗОВА СТРАТЕГІЯ КОНКУРЕНЦІЇ ТА ЇЇ ВПЛИВ НА ФОРМУВАННЯ
РИНКОВИХ ЦІН [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступу до ресурсу:
<https://buklib.net/books/23179/>.

Додаток А



Декан приладобудівного факультету

Тимчик Г.С.

« 10 » 12 2019 р.

А К Т
про впровадження результатів магістерського дисертаційного дослідження
магістранта Олійник Єлизавета Володимирівни
на тему:
«МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ
ТКАНИН»

Комісія у складі:

- голова комісії – заст. декана з навч.-метод. роботи, к.т.н., доцент Філіппова М. В.;
- члени комісії – к.т.н., доцент Клочко Т.Р.;
- асистент Вонсевич К.П.;
- к.т.н., старший викладач Яковенко І.О.;
- науковий керівник – к.т.н., доцент Безугла Н. В.;

цим актом засвідчує те, що результати роботи магістерської дисертації Олійник Єлизавета Володимирівна на тему: «Методи дослідження показника заломлення біологічних тканин» – результати аналізу та дослідження за гоніометричним методом дослідження показника заломлення в біологічному середовищі, будуть використані викладачами кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету КПІ ім. Ігоря Сікорського для лекційних і лабораторних робіт з навчальної дисципліни «Оптичні медичні прилади».

Голова комісії:

Члени комісії:

М.В. Філіппова

К.П. Вонсевич

Т.Р. Клочко.;

І.О. Яковенко

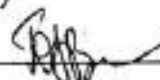
Н.В. Безугла

Додаток Б

СПИСОК НАУКОВИХ ПРАЦЬ Олійник Єлизавета Володимирівни

№ п/п	Найменування праць	Руко- писні або друко- вані	Назва видавництва, журналу (номер, рік) або номер авторського свідчення, номер на винахід	Кіль- кість друко- ваних ар- кушів або сторі- нок разом	Прізвища співавторів праць
1	2	3	4	5	6
1	МЕТОДИ ДО- СЛІДЖЕННЯ ПО- КАЗНИКА ЗА- ЛОМЛЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	тези	XV Всеукраїнська нау- ково-практична конфе- ренція студентів, аспірантів та молодих вчених «ЕФЕК- ТИВНІСТЬ ІНЖЕ- НЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАН- НІ», 2019.	3	

Автор  Олійник Є.В.
(підпис)

Керівник.  Безугла Н.В.
(підпис)

Додаток В

МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Підготувала студентка
2 курсу, ПБФ, гр. ПБ-82мп

Олійник Є. В.

Науковий керівник

Доц. Безугла Н.В.



Актуальність теми дослідження.

Склад біологічних тканин досить неоднорідний – як правило, це складні структури, які містять нерозчинні сполуки у рідині. У зв'язку з цим оптичні властивості тканин сильно залежать від складу, концентрації, характеру тих речовин, які входять до складу тканини. Показник заломлення є достатньо чутливим оптичним параметром, визначення якого дає можливість отримати інформацію про зміну в біологічному зразку, яке є свідченням порушення біологічних процесів в організмі людини.

2

- **Мета дисертаційної роботи** – розробка методу для дослідження показника заломлення в біотканинах на основі призми та еліпсоїдального рефлектора.
- **Об'єкт дослідження** – процеси просторового поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах.
- **Предмет дослідження** – гоніометрична установка визначення показника заломлення в біотканинах.

3

Наукова новизна

Встановлено залежність між концентрацією дослідженої речовини та прямою розсіювання, отриману гоніометричним методом.

4

Теоретичні основи

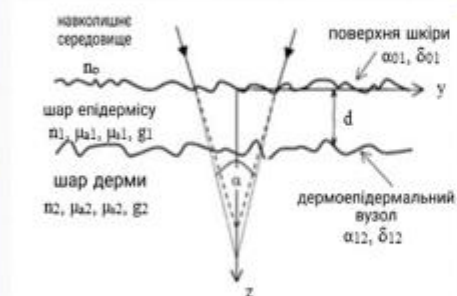


Рисунок 1 Схематичне зображення двошарової моделі тканини

параметр	позначення	характеристика
Показник заломлення	n	Ставлення швидкості випромінювання у вакуумі до швидкості в середовищі
Коефіцієнт поглинання	μ_a	Величина, зворотна середньої довжини вільного пробігу поглиненого фотона в біотканині
Коефіцієнт розсіювання	μ_s	Величина, зворотна середньої довжини вільного пробігу одноразово розсіяного фотона в біотканині
Фактор анізотропії	G	Середній косинус кута розсіювання

5

Показник заломлення для біологічних зразків

Табл. 1.1 Показник заломлення для різних тканин, тканинних компонентів [5]

Тканина	Довжина хвилі	Показник заломлення
Липиди		
Водний шар	-	1,336
Рігидна	550	1,377
Склер	442-1064	1,47-1,36
Очі		
Рігидна, фібрил	589	1,41520,004
Рігидна, аморфна, фібрил	589	1,33520,01
Зуб		
Емаль	550	1,73
Емаль	400-700	1,62
Дентин	556	1,5020,02
Емаль	556	1,6220,02
Дентин	842-858	1,65
Емаль	842-858	1,54
Амальг	550	1,5820,08
Піт	842-858	1,51
Емаль суціль	550	1,5320,02
Емаль старозубий	550	1,4320,02

Тканини неоднорідні за своїм складом, показники заломлення для різних складових тканин можна використовувати для обчислення властивостей розсіювання, для визначення відбиття та передачі на межах або для отримання ефективного показника заломлення для тканини в цілому.

6

Методи визначення показника заломлення на тканинному та клітинному рівні



Рис 2 Класифікація методів дослідження показника заломлення

7

Гоніометричний метод дослідження оптичних параметрів

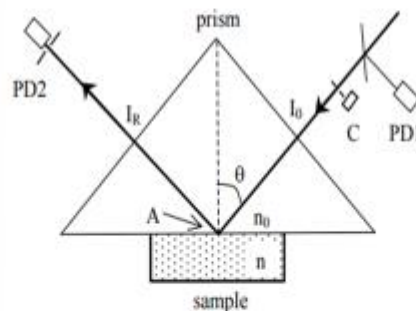


Рис 3 Схематична система рефлектметрії [20]

8

Принцип роботи рефрактометра Аббе

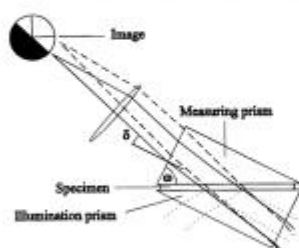


Рис 4 Принцип роботи рефрактометра Аббе

Якщо кут падаючого променя вище значення $\arcsin(n/N)$ і якщо $N > n$, то явище повного внутрішнього відбиття відбувається на цьому інтерфейсі, і світло не пропускається в зразок.

Якщо кут падаючого променя нижче за $\arcsin(n/N)$, то світло пропускається через зразок, вимірювальну призму та фокусуючу лінзу, і таким чином утворює яскравий діапазон в окулярі рефрактометра (ламани лінії).

Кут δ показує різке розділення між яскравими і темними діапазонами (по-вні рядки).

9

Принцип роботи гоніометричного методу

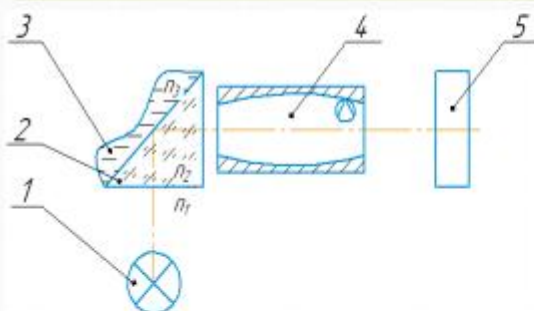


Рис. 5 Оптична схема установки

Основні комплектуючі:

- 1 – джерело випромінювання,
- 2 – призма,
- 3 – досліджувана речовина,
- 4 – еліпсоїд,
- 5 – приймач.

10

Створення установки

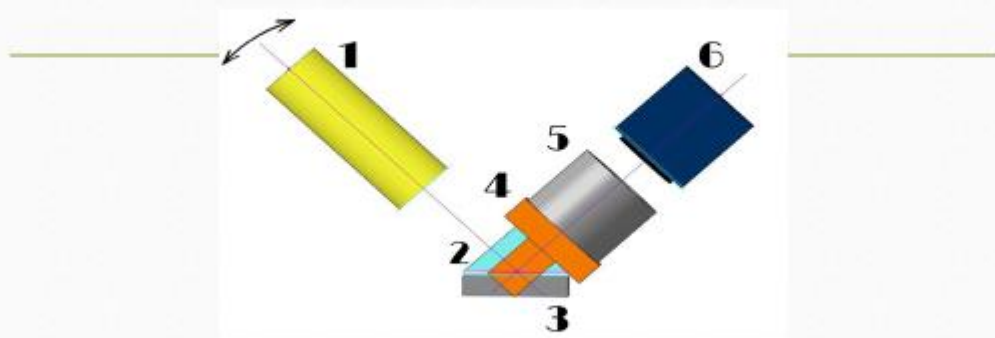


Рис. 6 Макет експериментальної установки:
1 - лазер ЛГН 207а, 2 – призма, 3 – предметний стіл, 4 – елемент з'єднання, 5 – еліпсоїдальний рефлектор, 6 – камера DМК 21AF04

11

Експериментальна гоніометрична установка

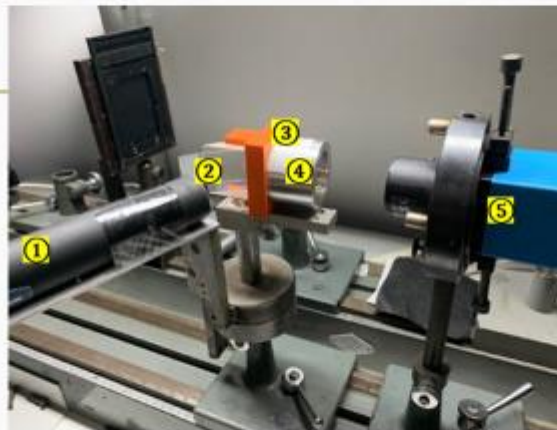
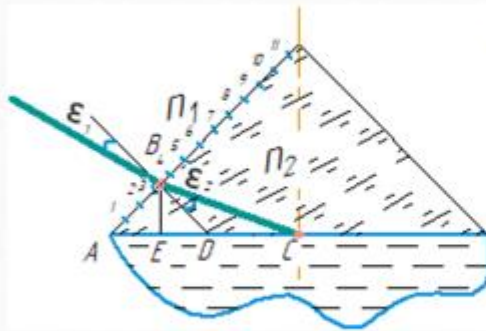


Рис. 7 Вигляд спроектованої установки для гоніометричного методу:
1- лазер, 2- прозора призма, 3-корпус, 4-еліпсоїд, 5-камера.

12

Розрахунок визначення кута падіння

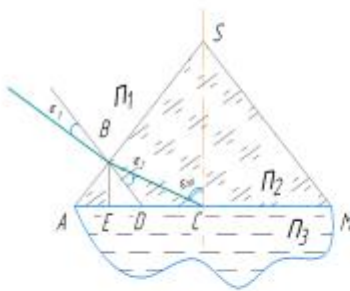


	AB	BE	EC	ϵ_2 , рад	ϵ_2 , °	ϵ_1 , рад	ϵ_1 , °
1	3,3075	2,338755	26,16124	0,696286	39,91446	1,294449	74,2041
2	6,615	4,677511	23,82249	0,591564	33,91133	0,990847	56,80013
3	9,9225	7,016266	21,48373	0,469781	26,93015	0,74645	42,79014
4	13,23	9,355021	19,14498	0,330927	18,97035	0,509087	29,18332
5	16,5375	11,69378	16,80622	0,177544	10,17771	0,268121	15,36998
6	19,845	14,03253	14,46747	0,015308	0,877523	0,022963	1,316349
7	23,1525	16,37129	12,12871	0,147729	8,468535	0,222623	12,7618
8	26,46	18,71004	9,789958	0,303279	17,38541	0,464501	26,62744
9	29,7675	21,0488	7,451202	0,445119	25,51639	0,702134	40,24971
10	33,075	23,38755	5,112447	0,570138	32,68309	0,943509	54,08652
11	36,3825	25,72631	2,773692	0,677949	38,86335	1,224971	70,22125

Рис. 8 Зображення призми в розрізі

13

Розрахунок точки падіння



№ дослідження	показник заломлення ПТВВ, рад	$\epsilon_{ПТВВ}$, рад	$\epsilon_{ПТВВ}$, °	BE	AB
1	1,3334	1,095011101	62,77133697	9,354451	13,2291917
2	1,3342	1,09617681	62,83816106	9,336778	13,2041982
3	1,3351	1,097491402	62,91351985	9,316832	13,1759901
4	1,3362	1,099102723	63,00588858	9,29236	13,1413822
5	1,337	1,100277797	63,07324951	9,274498	13,1161212
6	1,3385	1,102488411	63,19997262	9,240858	13,0685464
7	1,3398	1,104412121	63,31024897	9,211544	13,0270899
8	1,3405	1,105451015	63,36980341	9,195697	13,0046796
9	1,3411	1,10634321	63,42094832	9,18208	12,9854214
10	1,3419	1,10753528	63,48928356	9,163872	12,9596726

Рис. 9 Зображення призми в розрізі

14

Алгоритм проведення дослідження за 2 методами



Рис. 10 Алгоритм дослідження

15

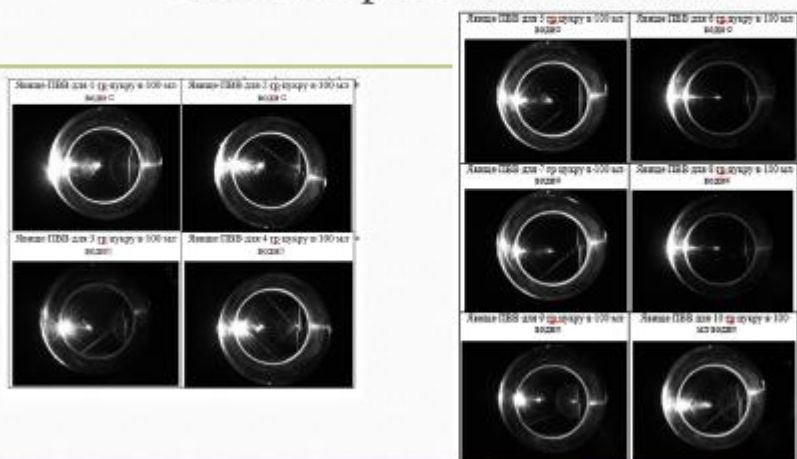
Результати дослідження за методом рефрактометр Аббе

Висвітлення, nm	Показник заломлення, n	Дисперсія, Dn
711	1,3134	0,001017
711	1,3132	0,001014
711	1,3131	0,001011
711	1,3130	0,001008
711	1,3129	0,001005
711	1,3128	0,001002
711	1,3127	0,000999
711	1,3126	0,000996
711	1,3125	0,000993
711	1,3124	0,000990
711	1,3123	0,000987
711	1,3122	0,000984
711	1,3121	0,000981
711	1,3120	0,000978
711	1,3119	0,000975
711	1,3118	0,000972

Рис. 11 Вигляд розрахункової таблиці для методу рефрактометра Аббе

16

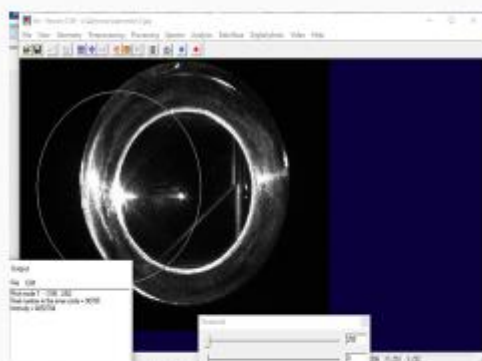
Результати дослідження явища ПВВ за гоніометричним методом



17

Рис 12 . Візуалізація закону повного внутрішнього для десяти різних розчинів з цукром

Аналіз отриманих даних



	концентрація, моль/л	інтенсивність, Вт м-2
Дослід 1	90785	6257196
Дослід 2	90785	5115731
Дослід 3	90785	4750375
Дослід 4	90785	4692656
Дослід 5	83320	4396220
Дослід 6	90558	4315731
Дослід 7	90785	4062063
Дослід 8	90785	3776112
Дослід 9	82125	3942249
Дослід 10	90785	2775034

Рис. 13 Програмне середовище Iiis та результати аналізу

18

Висновок

- Проведено аналіз методів та приладів дослідження показника заломлення біологічних зразків.
- На основі гоніометричного методу дослідження показника заломлення біологічного середовища запропоновано установку, на основі прями та еліпсоїдального рефлектора.
- Розроблено математичну модель знаходження кута та точки падіння променя на призму.
- Проведено дослідження роботи гоніометричної установки для визначення показника заломлення біологічних зразків.
- Отримано зображення явища повного внутрішнього відбиття для запропонованої установки.

19

Дякую за увагу



20