

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ  
(повна назва інституту/факультету)

КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ  
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ  
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2020 р.

## Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою Біомедичні прилади і інформаційні системи  
(назва)

спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»  
(код та назва)

на тему: Неінвазивний глюкометр на основі лазерної поляриметрії зі  
статичним аналізатором

Виконав: студент IV курсу, групи БП-61  
(шифр групи)

Цвілюк Дмитро Андрійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник доц. каф. БМІ, Богомолів Микола Федорович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Консультант Охорона праці доц. каф. ОППЦБ, к.т.н. Демчук Гліб  
Вікторович

(назва розділу)

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Нормоконтроль ст. викл. каф. БМІ, Юр'єва Катерина Олександрівна

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Рецензент проф. каф. ББЗЛ, д.т.н., проф. Попадюха Юрій  
Андрійович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_

Київ – 2020 року

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

Факультет (інститут)	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»</u>
Освітньо-професійна програма	<u>«Біомедичні прилади і інформаційні системи»</u>

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

Владислав ШЛИКОВ  
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

(підпис)

« \_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2020 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

Цвілюку Дмитру Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Неінвазивний глюкометр на основі лазерної поляриметрії зі статичним аналізатором» \_\_\_\_\_

керівник роботи Богомолов Микола Федорович

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затвержені наказом по університету від «25» травня 2020 р. №1191-с

2. Термін подання студентом роботи «8» червня 2020р.

3. Вихідні дані до роботи: Аналіз існуючих методів неінвазивної глюкометрії; проблеми сучасних глюкометрів; публікації та статті за темою; державні стандарти України; програмні продукти: Altium Designer, SolidWorks, AutoCAD.

4. Зміст роботи: Створити структурну та функціональну схеми приладу. Підібрати оптичні та електричні компоненти. Розробити поляризаційний глюкометр. Спроекувати 3D модель в середовищі SolidWorks.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) Робота містить 20 ілюстрацій та презентацію у форматі MS Power Point.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорони праці	Демчук Г.В., доц., к.т.н.		

7. Дата видачі завдання 13 квітня 2020р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримати завдання на ДР	13 квітня 2020р.	
2	Проведення інструктажу з охорони праці	15 квітня 2020р.	
3	Аналіз літературних джерел	13-19 квітня 2020р.	
4	Створення схем приладу та підбір компонентів	20 квітня 2020р.- 3 травня 2020р.	
5	Розробка поляризаційного глюкометра	4-18 травня 2020р.	
6	Проектування 3D моделі в середовищі SolidWorks	19-28 травня 2020р.	
7	Розділ ДР з «Безпеки життєдіяльності та охорони праці»	29 травня 2020р.	
8	Проходження нормоконтролю по оформленні ДР	5-7 червня 2020р.	
9	Подання ДР рецензенту. Отримання рецензії	5-7 червня 2020р.	
10	Подання в електронному вигляді ДР та анотації до неї на сайт кафедри	8 червня 2020р.	
11	Подання пакету документів по ДР до захисту в ЕК	8 червня 2020р.	
12	Захист ДР в ЕК	15-19 червня 2020р.	

Студент

Дмитро ЦВІЛЮК

Керівник

Микола БОГОМОЛОВ

## АНОТАЦІЯ

Структура та обсяг роботи: становить 50 сторінок, міститься 20 ілюстрацій, 19 таблиць. Загалом опрацьовано 17 джерел.

**Актуальність:** Сьогодні цукровий діабет стає медико-соціальною проблемою. Визначення вмісту глюкози в крові є основним шляхом діагностики даної хвороби, проте досі здійснюється інвазивними методами. Неінвазивний метод, що пропонується в даній роботі, націлений на здійснення безперервного моніторингу вмісту глюкози та відстеження зміни важливого біохімічного показника крові як глікований гемоглобін, який показує ризик розвитку ускладнень цукрового діабету

Пропонується новий спосіб здійснення поляриметрії, який буде доречним для портативного вимірювання концентрації глюкози. Окрім цього, запропоновано спосіб покращення точності приладу, що може бути використано в подальшій розробці приладу, або його модифікації. Ідея полягає у вимірювання концентрації глюкози в міжклітинній речовині паралельно з основним вимірюванням, що показує загальну концентрацію. Це дозволяє усунути похибку, пов'язану з затримкою концентрації в міжклітинній речовині до моменту балансу з концентрацією в крові.

**Мета:** створення оптичної та електричної складових поляризаційного глюкометра.

**Задачі:**

1. Створити структурну та функціональну схему приладу.
2. Підібрати оптичні та електричні компоненти.
3. Розробити поляризаційний глюкометр.
4. Спроекувати 3D модель в середовищі SolidWorks.

**Ключові слова:** цукровий діабет, поляриметрія, неінвазивних глюкометр, глюкоза, концентрація.

## ANNOTATION

The volume of the report is 50 pages, it contains 20 illustrations, 19 tables. A total of 77 sources were processed.

Relevance: Today, diabetes is becoming an important medical and social problem. Determination of blood glucose is the main way to diagnose this disease, but it is still carried out by invasive methods. The non-invasive method, that is proposed in this work is aimed at continuous monitoring of the patient, which will allow apart from the glucose measurement also to monitor such an important biochemical indicator of blood as glycated hemoglobin, that indicates a risk of developing complications of diabetes.

A new method of polarimetry, which will be appropriate for portable measurement of glucose concentration is proposed in this work. In addition, this method can be used to improve the accuracy of the device, which can be used in the further development of the device, or its modification. The idea is to use the measurement of the concentration of glucose in the intercellular substance in parallel with the main measurement, which shows the total concentration. This will help to eliminate the error associated with delayed concentration in the intercellular substance until the moment of balance with the concentration in the blood.

Objective: The creation of optical and electrical components of a polarizing glucometer.

Tasks:

1. To create a structural and a functional diagram of the device.
2. To select optical and electrical components.
3. To develop a polarizing glucometer.
4. To design a 3D model in SolidWorks

Key words: diabetes mellitus, polarimetry, non-invasive glucometer, glucose, concentration.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ІСНУЮЧІ МЕТОДИ НЕІНВАЗИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ГЛЮКОЗИ.....	9
1.1 Необхідність неінвазивної глюкометрії при захворюванні на цукровий діабет.....	9
1.2 Аналіз існуючих методів неінвазивної глюкометрії .....	11
1.2.1 Поляризаційний метод .....	11
1.2.2 Раман-спектроскопічний метод .....	12
1.2.3 Фотоакустичний метод.....	14
1.2.4 Порівняльна характеристика неінвазивних методів .....	15
1.3 Принцип роботи класичного поляриметра .....	16
1.4 Характер розповсюдження світла в біологічних тканинах.....	17
Висновок до розділу 1 .....	20
РОЗДІЛ 2 СТВОРЕННЯ ОПТИЧНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ СХЕМИ.....	21
2.1 Проектування структури поляризаційної схеми.....	21
2.2 Порівняння розробленої поляризаційної схеми з існуючим аналогом .	23
2.3 Підбір оптоелектричних компонентів.....	25
Висновок до розділу 2.....	28
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ПРИЛАДУ ТА ЙОГО ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ.....	29
3.1 Структурна схема приладу та 3D модель.....	29
3.2 Електрична схема приладу.....	31
3.3 Розрахунок трансімпедансного підсилювача .....	35
3.4 Розрахунок ШІМ MC33063AD .....	36
3.5 Збільшення точності приладу.....	38
Висновок до розділу 3.....	40

					БП61.08.2505.1191					
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата						
Розробив	Цвілюк				Лім		Лист		Листів	
Перевірів	Богомолов				6			50		
Реценз.	Попадюха				КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БП-61					
Н. Контр.	Юр'єва									
Затвердив	Шликов									

РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	41
4.1 Технічні характеристики поляризаційного глюкометра .....	41
4.1.1 Основні характеристики об'єкту .....	41
4.1.2 Складові частини об'єкту.....	41
4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина-об'єкт».....	42
4.2 Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією поляриметричного глюкометра та заходи їх усунення .....	43
4.2.1 Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів .	43
4.2.2 Небезпека враження людини електричним струмом.....	44
4.2.3 Пожежна безпека .....	45
4.3 Створення інструкції з техніки безпеки при експлуатації приладу .....	46
4.3.1 Загальні положення до експлуатації.....	46
4.3.2 Інструкція з експлуатації.....	46
Висновки до розділу 4.....	47
ВИСНОВКИ .....	48
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ .....	49

## ВСТУП

Сьогодні цукровий діабет стає медико-соціальною проблемою. За статистикою, число людей, хворих на діабет, подвоюється кожні 10-15 років. Визначення вмісту глюкози в крові є основним шляхом діагностики даної хвороби, проте досі здійснюється інвазивними методами. Неінвазивний метод, що пропонується в даній роботі, націлений на здійснення безперервного моніторингу хворого, що дасть можливість окрім вимірювання глюкози відстежувати такий важливий біохімічний показник крові як глікований гемоглобін. Зміни глікогемоглобіну показують ризик розвитку ускладнень цукрового діабету.

Поляриметрія є потенційно доцільним методом для вирішення цієї проблеми. Пропонується новий спосіб здійснення поляриметрії, який буде доречним для портативного вимірювання концентрації глюкози. Окрім цього, запропоновано спосіб покращення точності приладу, що може бути використано в подальшій розробці приладу, або його модифікації. Ідея полягає в використанні вимірювання концентрації глюкози в міжклітинній речовині паралельно з основним вимірюванням, що показує загальну концентрацію. Це дозволяє усунути похибку, пов'язану з затримкою концентрації в міжклітинній речовині до моменту балансу з концентрацією в крові.

Мета ДР: проектування та виготовлення прототипу на основі розробленої оптичної схеми.

Задачі ДР:

1. Створити структурну та функціональну схему приладу.
2. Підібрати оптичні та електричні компоненти.
3. Розробити поляризаційний глюкометр.
4. Спроекувати 3D модель в середовищі SolidWorks.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		8

# РОЗДІЛ 1

## ІСНУЮЧІ МЕТОДИ НЕІНВАЗИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ГЛЮКОЗИ

### 1.1 Необхідність неінвазивної глюкометрії при захворюванні на цукровий діабет

Попри світові масштаби захворюваності на цукровий діабет, її швидке зростання, а також існуючі розробки, технології та працю провідних вчених над цією проблемою, ми наразі не маємо можливості для безперервного моніторингу рівня глюкози в крові. Значна кількість хворих, не дотримуючись поставленої норми, перевіряє рівень глюкози двічі на день - вранці та ввечері. Але навіть рекомендована перевірка (не менш ніж 4 рази на день) це далеко не гарантія успішного моніторингу. Часто незадовго після перевірки ситуація значно погіршується під час або після прийому їжі. Неможливість прогнозування зміни рівня глюкози пояснюється її складним процесом метаболізму в організмі людини. В необхідності безперервного моніторингу можна легко впевнитися, оглянувши графік залежності рівня глюкози від часу протягом типового для хворої на цукровий діабет людини. Його представлено на рисунку 1.1.

При використанні звичайного глюкометра, 60 % випадків зниження рівня цукру виявити не вдається. Також, у порівнянні зі самостійним вимірюванням цукру в крові, система безперервного моніторингу виявляє в 4 рази більше вагомих відхилень в показниках. [1] Окрім їжі, впливати на швидку зміну рівня глюкози можуть також наявність фізичних навантажень, гормони і навіть зміни погоди та якості сну [2].

Ще один недолік існуючих методів – відсутність даних, або недостатня їх кількість для аналізу глікованого гемоглобіну. Цей біохімічний показник відображає середній рівень цукру за тривалий період (3-4 місяці) і допомагає визначити ризик ускладнення цукрового діабету. Коли високий рівень цукру

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		9



## 1.2 Аналіз існуючих методів неінвазивної глюкометрії

У зв'язку зі збільшенням поширення захворюваності, а також тим, що спроби підібрати оптимальний метод, який би надавав належну точність та відповідав стандартам, здійснюються вже тривалий час.

На сьогодні маємо значний перелік потенційно можливих способів неінвазивної глюкометрії. [4]

### 1.2.1 Поляризаційний метод

В даній роботі для розробки неінвазивного глюкометра було обрано поляризаційний метод.

Даний метод базується на явищі природної оптичної активності глюкози, що обумовлена хиральністю (відсутністю симетрії лівої сторони з правою) молекули даної речовини. Також оптична активність спостерігається у розчині глюкози. Оскільки в даній дипломній роботі розробляється неінвазивний глюкометр, то далі буде доцільно розглядати оптичну активність для розчинів.

Концентрація оптично-активних речовин, в тому числі глюкози, прямопропорційна куту зміни поляризації світла. Це описується законом Біо (1.1):

$$\alpha = [\alpha]_{\lambda}^t \cdot l \cdot C, \quad (1.1)$$

де  $\alpha$  – кут обертання площини поляризації, град;

$[\alpha]_{\lambda}^t$  – питома обертання, град/дм·г/см<sup>3</sup>;

$t$  – температура, °С;

$\lambda$  – довжина хвилі, нм;

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		11

$l$  – товщина шару розчину, дм;

$C$  – концентрація речовини, г/см<sup>3</sup>.

Оскільки вміст глюкози в крові людини є досить малою величиною (в нормі 3,0-5,5 ммоль/л), то і кут відповідно буде дуже малим.

Також цей кут залежить від природи досліджуваної речовини, її концентрації в розчині, температури, довжини хвилі лінійно поляризованого світла (променя) та товщини шару розчину, через який проходить даний промінь.

Отже, основними проблемами є складність реєстрації малої зміни кута поляризації та коротка відстань, в межах якої зберігається поляризація світла, що проходить в організм. Пропонується поляризаційна оптична схема зі статичним аналізатором для збільшення точності вимірювання кута поляризації та використання зондуючого на відстань стабільної поляризації світла з подальшою реєстрацією відбитого світла. Принцип роботи оптичної схеми базується на законі Малюса (1.2):

$$I = I_0 \times \cos^2 \alpha, \quad (1.2)$$

де  $I$  – інтенсивність світла після проходження через аналізатор;

$I_0$  – інтенсивність світла до аналізатора;

$\alpha$  – кут повороту площини поляризації.

### 1.2.2 Раман-спектроскопічний метод

Не менш цікавим методом є раман-спектроскопічний метод дослідження. Він полягає в тому, що при проходженні світла певної довжини хвилі (у кожної молекули своя унікальна чутливість) через молекулу глюкози відбувається незначне розсіювання, котре називають раманівським. Під час

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		12

того як основний потік не змінює свого шляху та частоти, одиниці фотонів на сотні тисяч відбиваються у всіх можливих напрямках. Їх частота дорівнює частоті власних коливань молекул під дією використовуваного світла. [5]

Порівняння переходів молекули на її різні коливальні рівні внаслідок збудження при раманівському розсіюванні (стоксовому та антистоксовому) з іншими видами розсіювання зображено на рисунку 1.2.

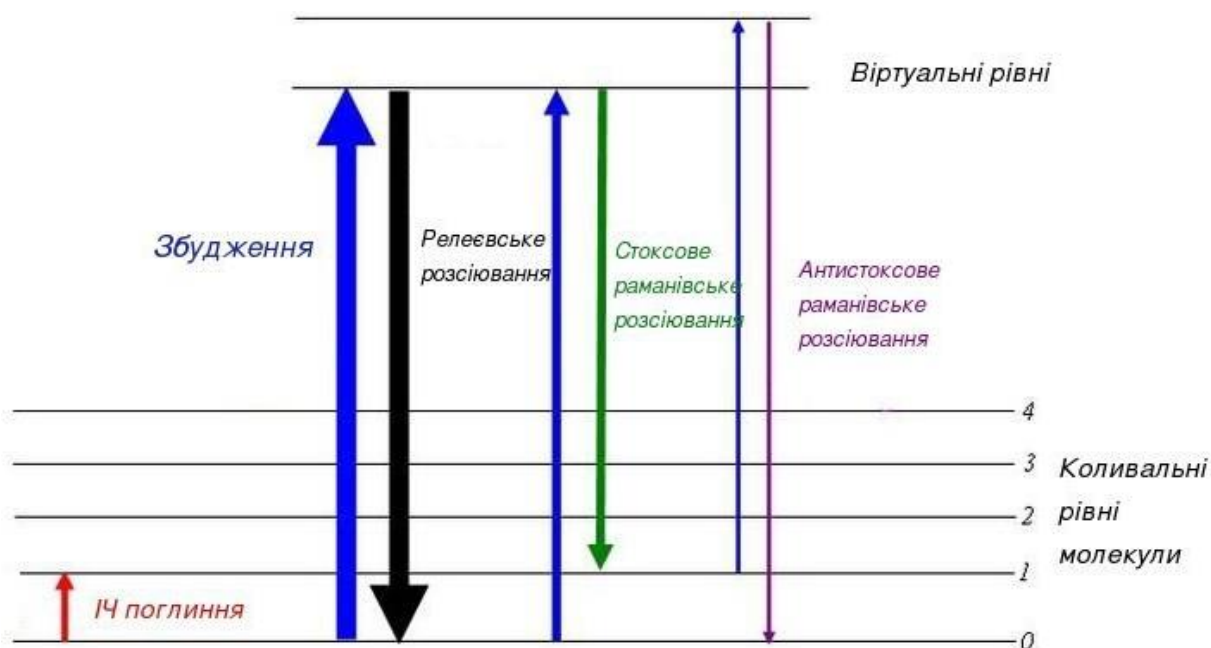


Рисунок 1.2 – Схема коливальних рівнів та переходів між ними [6]

По інтенсивності раманівського розсіювання можна судити про концентрацією речовини. Головні перепони: виділення слабого сигналу та зібрання різностороннього розсіювання в один пучок. Інтенсивність цього випромінювання матиме вигляд (1.3):

$$I = \frac{16\pi^4 v^4}{3c^2} |\vec{P}|^2, \quad (1.3)$$

де  $\vec{P}$  – індукований дипольний момент;

$v$  – частота власних коливань молекули під дією світла.

### 1.2.3 Фотоакустичний метод

Фотоакустична спектроскопія показує гарні результати в прототипах, що досліджують концентрацію глюкози в міжклітинній рідині. Вона може стати у нагоді як доповнення до методу, що визначає загальну концентрацію, для того щоб виділити рівень цукру саме в крові. Метод базується на реєстрації звукових коливань, що надходять від речовини під дією лазерного випромінювання.

На жаль, такий спосіб глюкометрії найбільш схильний до впливу умов навколишнього середовища. Також постає завдання знаходження способу підтримувати низьку вологість поверхні шкіри на ділянці, де проходить вимірювання. В лабораторних умовах здійснюється продув азотом, проте для портативного рішення потрібно шукати інший спосіб.

Схему даного методу наведено на рисунку 1.3.

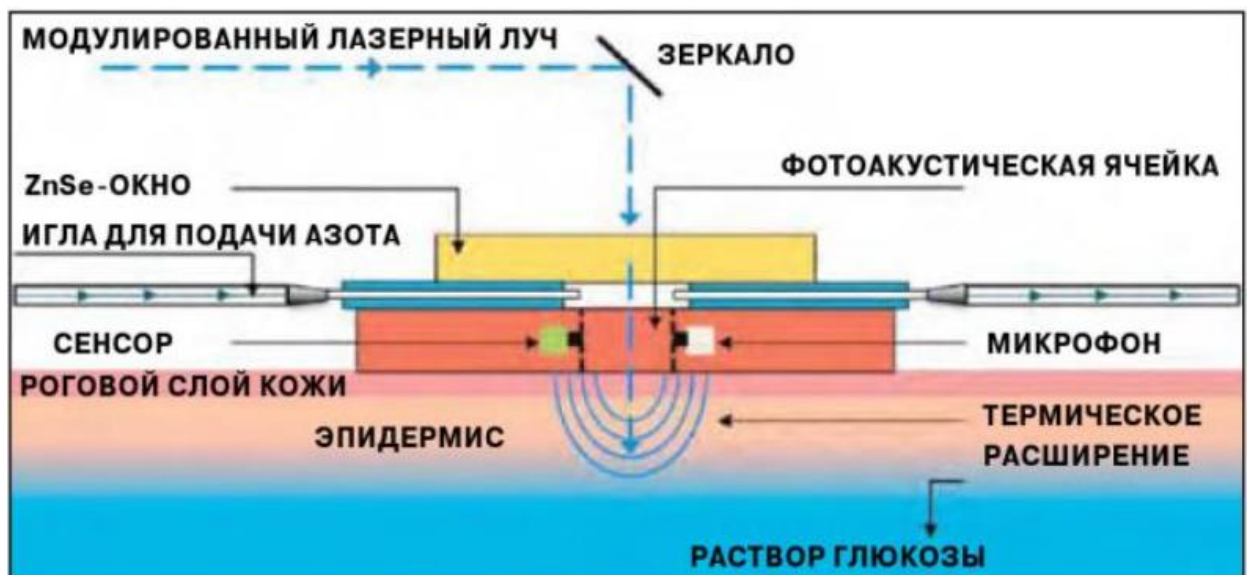


Рисунок 1.3 – Квантово-каскадний лазер [7]

Квантово-каскадний лазер дозволяє досліджувати вміст складних хімічних з'єднань, зокрема глюкозу, в тканинах людини. ККЛ є напівпровідниковими лазерами з випромінюванням в ІЧ-діапазоні. Варто зазначити, що не зважаючи на потужність, такі лазери невеликі – їх

характерні розміри складають 3 мм, що відкриває широкі можливості для використання в медицині. Даний метод засновано на виявленні акустичних хвиль, спричинених часовою зміною густин різних середовищ через нагрівання регульованим випромінюванням. За графіком акустичного відгуку зразка на вплив лазера можна судити про концентрацію глюкози. Її визначення можливе на довжинах хвиль середньої області ІЧ-спектру. Проте, звідси виникає необхідність зниження вологості шкіри та додавання сенсору вологості в прилад.

#### 1.2.4 Порівняльна характеристика неінвазивних методів

В пунктах 1.2.1-1.2.3 детально описані методи, які найбільш швидко розвиваються і є найперспективнішими для вирішення проблеми даної дипломної роботи.

Порівняння переваг та недоліків даних методів наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика

№	Метод	Переваги	Недоліки
1	2	3	4
1	Поляриметричний	<ul style="list-style-type: none"> <li>- простий алгоритм визначення та обчислення концентрації;</li> <li>- відсутність впливу інших сполук в складі крові;</li> <li>- початкова інтенсивність світла не впливає на поляризацію;</li> <li>- поглинання світла біологічними тканинами не впливає на його поляризацію</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- невелика відстань зберігання поляризації при проходженні через біологічний об'єкт;</li> <li>- у формулі залежності кута обертання від концентрації при роботі з глюкозою питома обертання втрачає свою сталість і таким чином утворюється рівняння з двома невідомими;</li> </ul>
2	Раман-спектроскопія	<ul style="list-style-type: none"> <li>- простота пробопідготовки;</li> <li>- великий обсяг одержуваної інформації;</li> <li>- широкий спектральний діапазон, що дозволяє створювати бібліотеки спектрів і точно визначати рівень глюкози;</li> <li>- працює в діапазоні від УФ до ближньої ІЧ області</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- нестабільність довжини хвилі;</li> <li>- інтенсивність випромінювача;</li> <li>- похибки, які виникають внаслідок інших хімічних елементів у зразку тканини.</li> </ul>

Продовження таблиці 1.1

1	2	3	4
3	Фотоакустична	- визначення рівня глюкози в крові, окремих зразків тканини і людини зокрема може забезпечити більш високу чутливість, ніж звичайна спектроскопія при певних фізичних сприятливих параметрах; - відмінна кореляція між фотоакустичним сигналом і дійсним рівнем глюкози в організму.	- прилади, робота яких полягає у застосування принципів фотоакустичної спектроскопії, досить дорогі і чутливі до екологічних параметрів; - технологія також передбачає певні похибки за рахунок хімічних перешкод від біологічних молекул так само як і фізичних перешкод за рахунок температури і змін тиску.

### 1.3 Принцип роботи класичного поляриметра

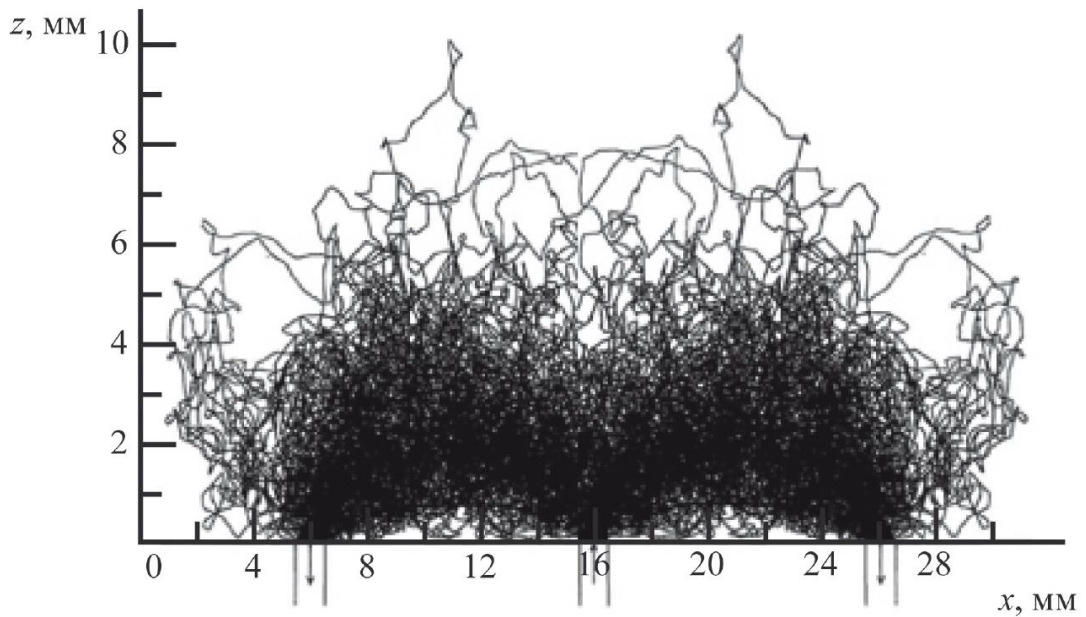
Поляриметр – прилад для вимірювання зміни кута поляризації світла, спричиненого проходженням через оптично активно речовину. Поляриметр може бути механічним (з ручним вимірюванням кута), напівавтоматичним (електронне управління) та автоматичним. Зазвичай використовується монохроматичне світло, адже існує залежність між довжиною хвилі та питомим обертанням речовини. Якщо джерелом світла слугує лампа, то вона оснащується тепловим екраном для захисту зразка від ІЧ випромінювання (для рідин важливо уникати градієнта густини) та матовим склом, що дає рівномірне засвічення області, що спостерігається. Промінь проходить через поляризатор задля лінійної поляризації. Далі, при проходженні через оптично активне середовище, змінює кут поляризації. [8]

Схему поляриметра представлено на рис. 1.4.

Підбір кута аналізатора дозволяє зареєструвати максимальну інтенсивність світла на певному значенні кута. Цей кут і буде кутом повороту площини поляризації. В механічних поляриметрах величина кута визначається за допомогою спеціального лімбу, в автоматичних та напівавтоматичних – електронним датчиком. [9]



враховуючи різні відстані між джерелом світла та точкою, в якій проходить спостереження.



де  $z$  – вісь перпендикулярна поверхні,  $x$  направлена вздовж неї.

Рисунок 1.5 – Траєкторії фотонів, отримані методом Монте-Карло

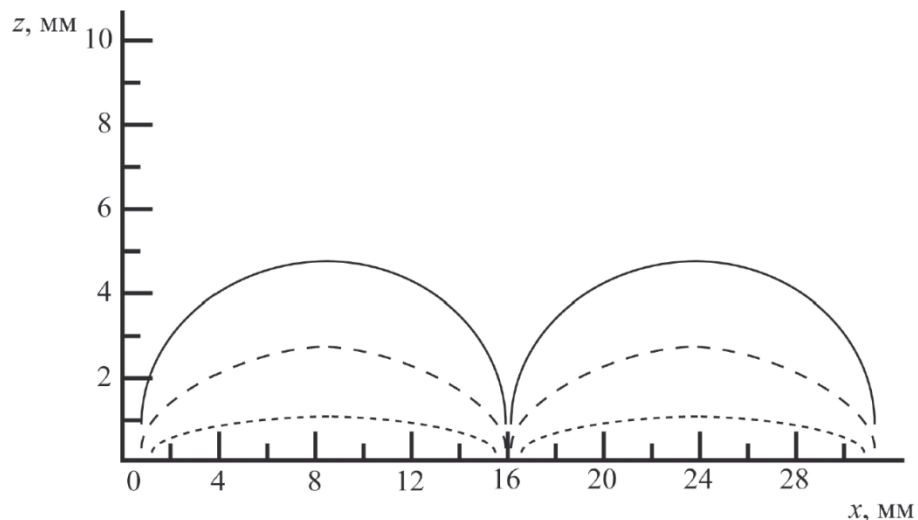


Рисунок 1.6 – Аналітично отримані шляхи міграції в гомогенній сфері

Описані вище траєкторії було змодельовано на основі таких оптичних параметрів розсіюючого середовища:

- коефіцієнт поглинання  $\mu_a = 0,02 \text{ мм}^{-1}$ ;
- коефіцієнт розсіювання  $\mu_s = 10 \text{ мм}^{-1}$ ;
- фактор анізотропії  $g = 0,85$ .



похибки, пов'язані з впливом біологічних тканин, через які проходять промені при вимірювання концентрації глюкози.

### Висновок до розділу 1

В першому розділі даної роботи було наведено аргументи на користь необхідності розробки неінвазивного приладу для глюкометрії та надано пояснення щодо складностей його створення. Проведено аналіз існуючих методів оптичної глюкометрії, виділено основні потенційно можливі їх варіанти та обґрунтовано вибір на користь поляриметричного методу. Також розглянуто принцип роботи класичного поляриметра, на основі якого буде розроблена поляризаційна оптична схема поляризаційного глюкометра та визначено моделі та форми траєкторій променів в досліджуваному середовищі.

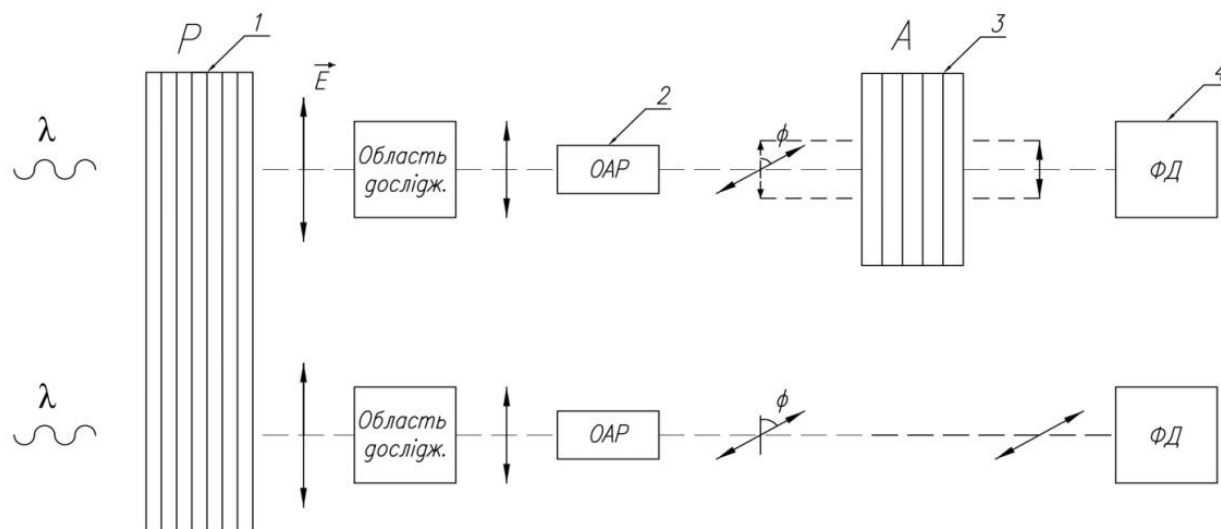
					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		20

## РОЗДІЛ 2 СТВОРЕННЯ ОПТИЧНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ СХЕМИ

### 2.1 Проектування структури поляризаційної схеми

При розробці неінвазивного глюкометра для постійного використання, виникає необхідність досягати максимально можливої портативності. Попри наявність існуючих методів, котрі можна було б застосувати при проектуванні такого приладу, їх втілення в компактному розмірі або недоцільне, або призводить до зниження точності та ефективності.

За мету було поставлено розробку основної складової приладу (рисунок 2.1). Основним завданням було позбавлення від повороту аналізатора, що дозволить створити портативний прилад для безперервного моніторингу.



1 – поляризатор, 2 – оптично активна речовина, 3 – аналізатор, 4 – фотодетектор.

Рисунок 2.1 – Поляризаційна оптична схема

При проходженні лінійно поляризованого світла певної довжини хвилі через оптично активне середовище, останнє буде впливати на напрям розповсюдження напруженості електричного поля світлової хвилі,

повертаючи його на певний кут  $\varphi$ . Величина даного кута є прямо пропорційною до величини концентрації активної речовини на шляху проходження променя. [11]

Лазерне випромінювання проходить через поляризатор 1, після цього вже лінійно поляризоване світло входить в об'єкт дослідження, де активна речовина 2 змінює орієнтацію коливань вектора напруженості. Далі промінь втрачає частину інтенсивності на аналізаторі 3 через те, що крізь нього проходить лише вертикальна складова електричного поля хвиль. Фотодетектор 4 приймає залишкову інтенсивність.

Для того, щоб мати змогу визначити кут  $\varphi$ , а також не враховувати поглинання інтенсивності об'єктом дослідження чи іншими перешкодами, використовується паралельний канал, що має такий самий вигляд як і перший, за виключенням наявності аналізатора.

Відношення величини інтенсивності променя, падаючого на фотодетектор першого каналу до другого дорівнює квадрату косинуса кута  $\varphi$ . Величина даного кута пов'язана з інтенсивністю хвилі законом Малюса. Розрахувати концентрацію будь-якої речовини за допомогою даної схеми можна за допомогою формули:

$$C = \frac{\arccos \sqrt{\frac{I_1}{I_2}}}{\alpha_\lambda \times L}, \quad (2.1)$$

де  $C$  - концентрація шуканої речовини;

$I_1, I_2$  - інтенсивності променів, падаючих на фотодетектори першого та другого каналів;

$\alpha_\lambda$  - коефіцієнт питомого обертання на довжині хвилі  $\lambda$ ;

$L$  - довжина зразка.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		22

Варто зазначити, що оброблені фотоелектричні сигнали дають сигнал, пропорційний вимірюваному куту  $\varphi$ , але не залежному від коефіцієнта пропускання об'єкта. Останнє важливо, так як досліджувані об'єкти можуть змінювати коефіцієнт пропускання, зокрема, при зміні області вимірювання. [12] Це говорить про універсальність приладу, можливість використання різними людьми без додаткового калібрування.

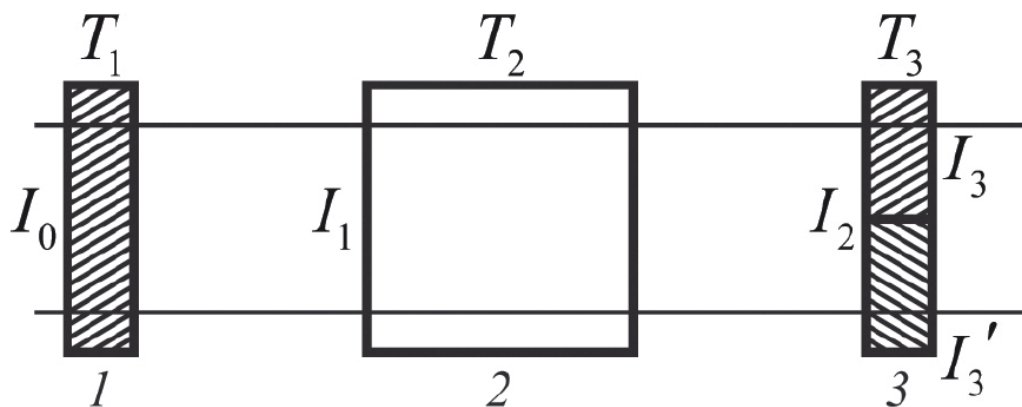
Як результат, маємо збільшення точності вимірювання, зменшення розмірів приладу та зниження його вартості. Звичайно, таку поляриметричну схему можна використовувати і для створення лабораторного поляриметра, проте перераховані в даній роботі переваги схеми матимуть найбільш ефективний вплив саме на розробку глюкометра з безперервним моніторингом.

## 2.2 Порівняння розробленої поляризаційної схеми з існуючим аналогом

Провівши більш детальний аналіз існуючих методів поляриметрії для вимірювання концентрації глюкози в крові, було виявлено лише одну потенційно придатну схему, в якій відсутнє механічне обертання аналізатора. Обидві схеми мають різні переваги і недоліки, у зв'язку з цим прийнято рішення провести їх порівняння і обрати одну з них для подальшої розробки приладу. Існуюча розробка зображена на рисунку 2.2.

Першим параметром відбору є алгоритм обрахунку сигналів. Важливість цього параметра полягає в тому, що кількість і складність операцій з сигналами та їх значеннями впливають на швидкодію та вартість приладу. Наприклад, для віднімання двох сигналів достатньо подати один з них на інвертуючий вхід операційного підсилювача і не витрачати дорогі ресурси мікроконтролера.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		23



$T_1 - T_3$  – коефіцієнти пропускання;  $I_0, I_1, I_2$  – інтенсивності падаючого і тих, що пройшли елементи 1, 2 світлових променів;  $I_3, I_3'$  – інтенсивності світлових променів в двох каналах аналізатора.

Рисунок 2.2 – Оптична схема диференційного поляриметра [5]

Так як при наявності необхідних даних концентрація буде обраховуватися однаково для обох схем, враховуватися буде лише обрахунок кута повороту площини поляризації. Порівняння алгоритмів наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Порівняння алгоритмів знаходження кута

№ п/п	Схема-аналог	Розроблена схема
1	$I_1 + I_2 = I_+$	$\frac{I_1}{I_2} = \cos^2 \alpha$
2	$I_1 - I_2 = \Delta I$	$\cos \alpha = \sqrt{\frac{I_1}{I_2}}$
3	$\frac{\Delta I}{I_+}$	$\alpha = \arccos \sqrt{\frac{I_1}{I_2}}$
4	$2\varphi = \arcsin \frac{\Delta I}{I_+}$	
5	$\varphi = \frac{\arcsin \frac{\Delta I}{I_+}}{2}$	

Також слід врахувати складність конструкції оптичної схеми, чутливість, рівень вихідних інтенсивностей та їх співвідношення. Загальну характеристику порівняння наведено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Загальна характеристика порівняння поляризаційних схем

Схема-аналог	Розроблена схема
Високе відношення вихідних інтенсивностей	Більші значення вихідних інтенсивностей
Подвійна чутливість схеми	Короткий та простий алгоритм обрахунку
	Проста конструкція, пряме розташування аналізатора та його відсутність в другому каналі

З таблиці 2.2 можна зробити висновок про абсолютно протилежні переваги порівнюваних схем. Через це прийнято рішення розглянути потенційні можливості схем при вдосконаленні електронної вимірювальної системи.

На перший погляд перевагу має схема-аналог, адже збільшуючи інтенсивність випромінювання ми будемо отримувати точніший результат. Проте рано чи пізно ми зіштовхнемося з обмеженням, спричиненим шкідливим впливом інтенсивного лазерного випромінювання на організм. В такому разі доцільнішим буде використання розробленої схеми з меншими втратами інтенсивностей. У зв'язку з цим бачимо, що наведені схеми не є конкуруючими – з вдосконаленням систем мікроелектронного вимірювання поступово виникне необхідність переходу від однієї схеми до іншої.

Для створення приладу прийнято рішення використати схему-аналог з можливою її заміною у разі виявлення шкідливого впливу на організм, незадовільної швидкодії, необхідності зменшення габаритів приладу чи інших негативних факторів.

### 2.3 Підбір оптоелектричних компонентів

Завдяки можливості здійснення методу на будь-якій довжині хвилі, за головні критерії вибору оптоелектричних компонентів було взято вузьку

смугу діапазону випромінювання та прийому світла і відповідність пікового значення прийому значенню лазерного випромінювання.

Було обрано лазерний випромінювач інфрачервоного діапазону виробника OSRAM Opto Semiconductors з довжиною хвилі 905 нм. [13] Модель SPL PL90 зображено на рисунку 2.3.



Рисунок 2.3 – Загальний вигляд лазера SPL PL90

Інфрачервоні лазерні модулі з компільованим пучком випромінювання малого розходження призначені для застосування при проведенні науково-дослідницьких робіт, зокрема в медичній техніці. Оптичний спектр випромінювача зображено на рисунку 2.5, інші оптичні характеристики – в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Оптичні характеристики лазерного випромінювача

Параметри	Позначення	Значення			Одиниці
		мін.	тип.	макс.	
Довжина хвилі випромінювання	$\lambda_{\text{peak}}$	895	905	915	нм
Спектральна ширина	$\Delta\lambda$	-	7	-	нм
Пікова вихідна потужність	$P_{\text{op}}$	20	25	30	Вт
Пороговий струм	$I_{\text{th}}$	0,5	0,75	1,0	А
Робоча напруга	$V_{\text{op}}$	3,3	4,4	5,3	В
Розмір апертури	$w \times h$	-	200×2	-	мкм
Температурний коефіцієнт довжини хвилі	$\partial\lambda/\partial T$	-	0,28	-	нм/К
Температурний коефіцієнт оптичної потужності	$\partial P_{\text{op}}/P_{\text{op}}\partial T$	-	-0,4	-	%/К
Термостійкість	$R_{\text{th JA}}$	-	160	-	К/Вт

Обрано 2 фотодіода марки Siemens, модель SFH 229 FA. Загальний вигляд фотодіода зображено на рисунку 2.4.



Рисунок 2.4 – Фотодіод SFH 229 FA

Цей приймач має короткий час перемикання (порядка 10 нс), низький темновий струм та вузьку смугу спектральної чутливості з піком, відповідним лазерному випромінюванню.

Відносна спектральна чутливість приймача зображена на рисунку 2.6.

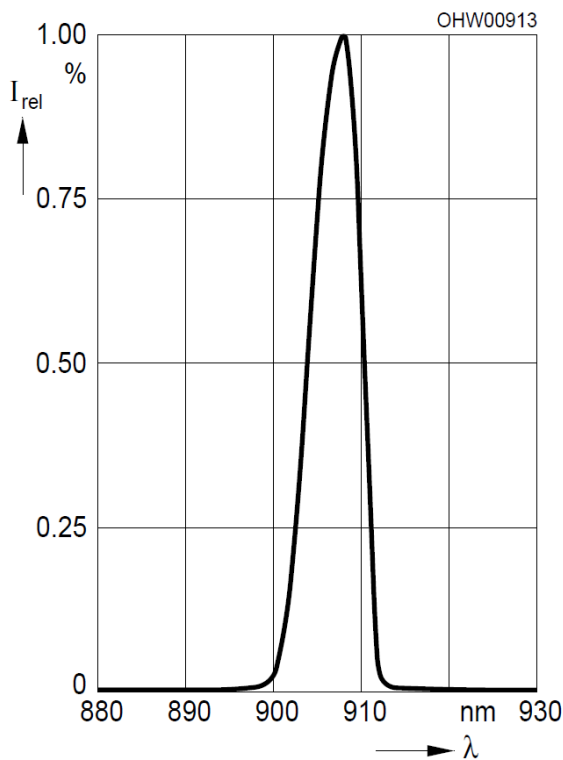


Рисунок 2.5 – Оптичний спектр SPL PL90

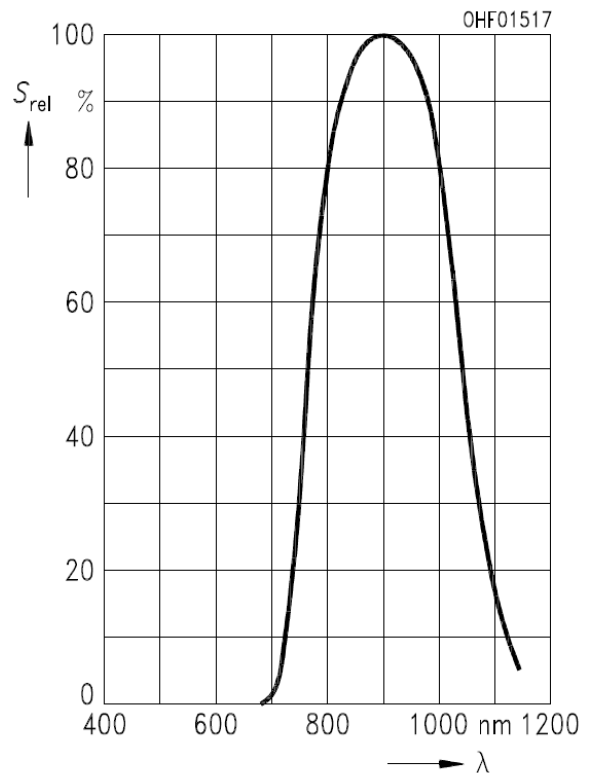


Рисунок 2.6 – Спектральна чутливість SFH 229 FA

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Основні характеристики фотодіода наведено в таблиці 2.4. ( $T = 25^{\circ}\text{C}$ )

Таблиця 2.4 – Характеристики SFH 229 FA

Параметри	Позначення	Значення	Одиниці
Спектральна чутливість	S	20 ( $\geq 10,8$ )	мкА/люкс
Довжина хвилі максимальної чутливості	$\lambda_{S \max}$	900	нм
Спектральний діапазон чутливості	$\lambda$	730 ... 1100	нм
Чутлива зона	A	0,3	мм <sup>2</sup>
Розміри чутливої зони	L × W	0,56 × 0,56	мм × мм
Відстань до поверхні корпусу	H	2,4 ... 2.8	мм
Темновий струм	I <sub>R</sub>	50 ( $\leq 5000$ )	пкА
Квантовий вихід	$\eta$	0,88	Електрон-фотон
Напруга незамкнутого кола	V <sub>0</sub>	420 ( $\geq 370$ )	мВ
Струм короткого замикання	I <sub>SC</sub>	9	мкА
Пряма напруга	V <sub>F</sub>	1,3	В
Ємність	C <sub>0</sub>	13	пкФ
Температурний коефіцієнт для V <sub>0</sub>	TC <sub>V</sub>	-2,6	мВ/К
Температурний коефіцієнт для I <sub>SC</sub>	TC <sub>I</sub>	0,2	%/К
Еквівалентна потужність шуму	NEP	$6,5 \times 10^{-15}$	Вт/ $\sqrt{\text{Гц}}$
Межа виявлення	D*	$8,4 \times 10^{12}$	см $\sqrt{\text{Гц}}$ /Вт

Співставивши оптичні характеристики випромінювача та приймача можна впевнитися в їх вдалому поєднанні. Маємо вузькі спектральні діапазони і співпадіння піків при цьому. До того ж обрані елементи гарно підходять за такими параметрами як потужність, розміри та температурні коефіцієнти.

## Висновок до розділу 2

Даний розділ, присвячений розробці поляризаційної оптичної схеми приладу, містить обґрунтування її необхідності, структуру, послідовний принцип роботи та результуючу формулу для розрахунку концентрації. Також було порівняно схему з аналогом, проаналізовано переваги обох схем та обрано ту, що буде взято за основу. Підібрано головні оптоелектричні компоненти з врахуванням відносних спектральних характеристик.

## РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ПРИБАДУ ТА ЙОГО ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ

### 3.1 Структурна схема приладу та 3D модель

Структурна схема приладу зображена на рисунку 3.1. Схему побудовано на основі мікроконтролера ATMEGA 32. Використовується власний АЦП контролера, тобто підсилені сигнали фотодетекторів подаються безпосередньо на аналогові входи процесора. Джерелом живлення виступають 3 елементи АА по 1,5В кожен. Для живлення каскаду трансїмпедансного підсилення необхідно подавати двохполярне живлення. Цю дію виконує підвищуючий ШІМ 1. За допомогою ШІМ 2 отримуємо 5В для живлення мікроконтролера.

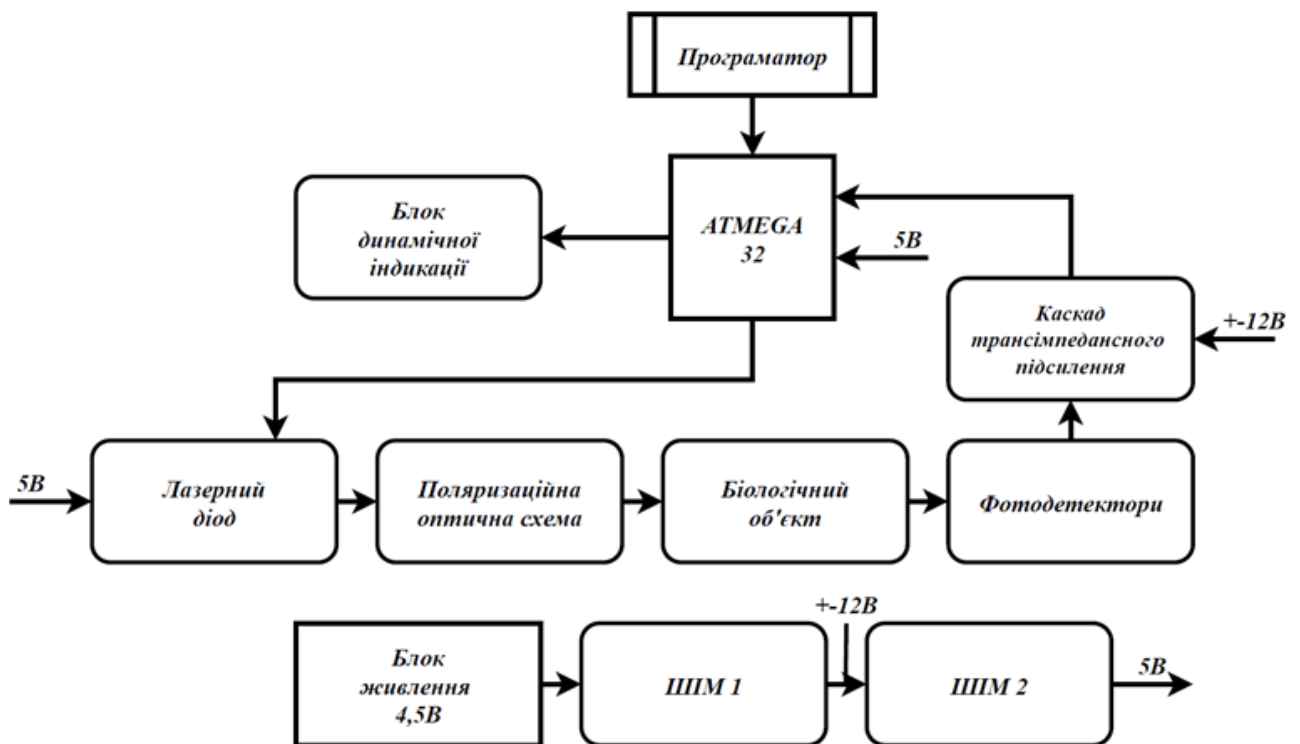


Рисунок 3.1 – Структурна схема приладу

В середовищі SolidWorks було створено 3D модель приладу. Модель зображена на рисунку 3.1. Основними конструктивними елементами приладу є корпус, дисплей, плата, акумулятор та кришка.

Корпус має кріплення, що дозволяє одночасно закріпити плату та кришку одним гвинтом. Для цього саму плату виконано з заокругленими кутами. Також корпус має місце під дисплей та увігнуту область для пальця з темним світлофільтром для кращого проходження ІЧ-променів.

TFT LCD дисплей клеїться на спеціальну виймку та з'єднується з платою через шлейф. Даний елемент може бути замінений в кінцевому варіанті на менш енергозатратні елементи візуалізації, такі як рідкокристалічний дисплей або семи-сегментні індикатори, чи взагалі видалений при можливості передавання інформації на смартфон.

Літій-полімерний акумулятор має менші розміри у порівнянні з літій-іонним або елементами АА та є набагато безпечнішим. Перевага малих розмірів буде доречною для зменшення габаритів приладу при його модифікаціях. Кришка представляє собою нижню частину корпусу, в котру вкручуються гвинти і закриваються резиновими ковпачками-ніжками.

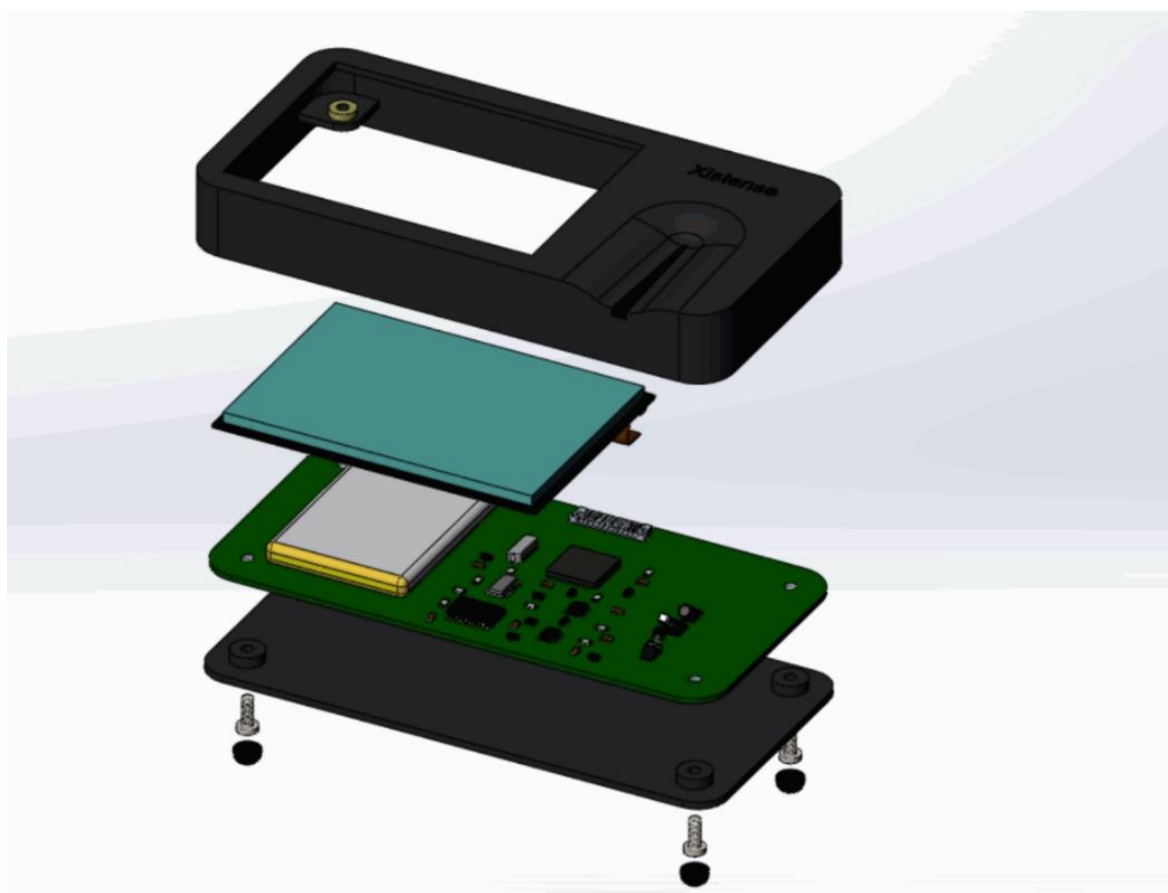


Рисунок 3.2 – 3D модель поляризаційного глюкометра

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		30

На рисунку 3.3 зображена оптична поляризаційна система, де можна побачити розташування елементів та хід променів. Зондуюче світло досягає глибини 1,2 мм. До рівня цієї глибини світло все ще зберігає свою поляризацію. Цього цілком вистачає для вимірювання концентрації глюкози в мікрокапілярному руслі, що знаходиться на глибині біля 500 мкм.

В даному випадку 2 повноцінних канали були замінені на один промінь, що після відбивання від шкіри ділиться на 2 рівноцінних променя світлоподілюючим кубом. Це зроблено для того, щоб проводити вимірювання в одній точці. Окрім цього достатньо використовувати один лазерний випромінювач.

Враховуючи різні шари дерми, що можуть дещо по-різному заломлювати та відбивати світло, наприкінці ходу променя було встановлено лінзи. Вони фокусують пучок світла на фотодетекторі.

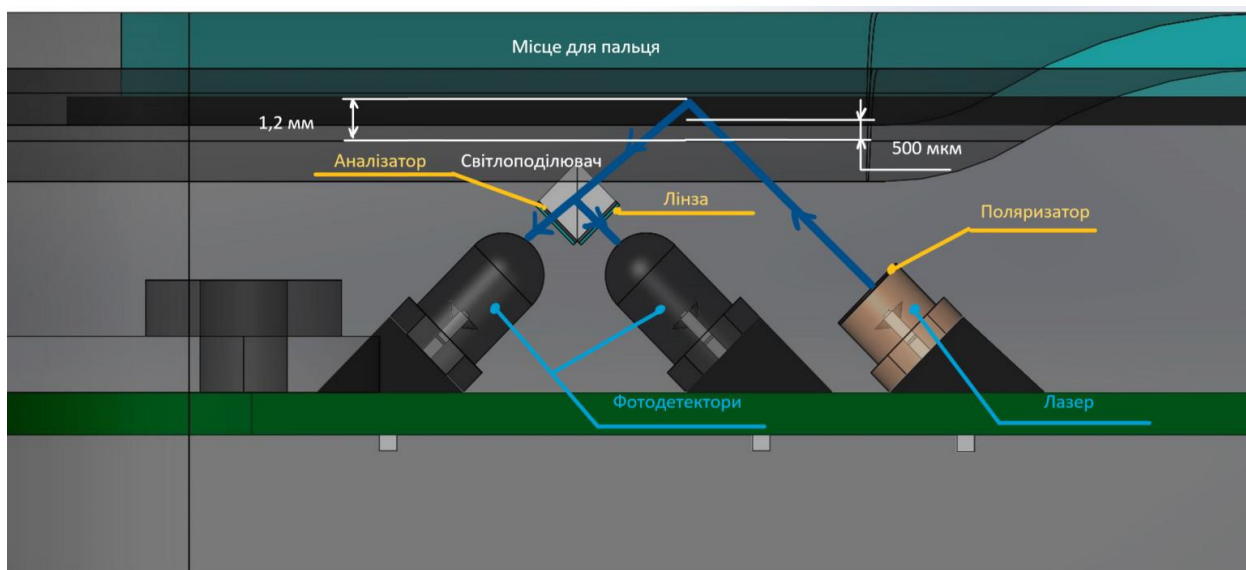


Рисунок 3.3 – Оптична поляризаційна система

### 3.2 Електрична схема приладу

При фотогальванічному включенні фотодіодів в схему, їх приймають за джерела струму, адже світло, що потрапляє на приймач, безпосередньо

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		31







### 3.3 Розрахунок трансімпедансного підсилювача

Розраховуючи параметри зворотнього зв'язку трансімпедансного підсилювача, перш за все необхідно задати вхідні та бажані вихідні значення.

Вихідні дані для розрахунку представлені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Вихідні дані

Вхід		Вихід		Смуга пропускання
$I_{min}$	$I_{max}$	$V_{min}$	$I_{min}$	$f_p$
0 А	50 мкА	0 В	0 А	10 кГц

Порядок розрахунку:

Обираємо значення резистора зворотнього зв'язку, що визначає коефіцієнти перетворення:

$$R = \frac{V_{max} - V_{min}}{I_{max}} = \frac{5 \text{ В} - 0 \text{ В}}{50 \text{ мкА}} = 100 \text{ кОм}$$

Розраховуємо конденсатор зворотнього зв'язку, виходячи зі смуги пропускання:

$$C \leq \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot f_p} = \frac{1}{6.28 \cdot 100 \text{ кОм} \cdot 10 \text{ кГц}} = 159 \text{ пФ} \approx 150 \text{ пФ}$$

(значення зі стандартного ряду номіналів)

Розраховуємо смугу пропускання підсилювача для забезпечення стабільності схеми:

$$GBP > \frac{C_i + C}{2\pi \cdot R \cdot (C)^2} \quad (3.1)$$

де  $C_i = C_s + C_d + C_{cm} = 0 \text{ пФ} + 3 \text{ пФ} + 3 \text{ пФ} = 6 \text{ пФ}$ ;

$C_s$  – ємність джерела вхідного сигналу;

$C_d$  – диференціальна вхідна ємність;

$C_{cm}$  – синфазна вхідна ємність інвертуючого входу.

$$GBP = \frac{6 \text{ пФ} + 150 \text{ пФ}}{6.28 \cdot 100 \text{ кОм} \cdot (150)^2 \text{ пФ}} = 11.04 \text{ кГц.}$$

### 3.4 Розрахунок ШІМ MC33063AD

MC33063AD - проста у використанні мікросхема, що є самодостатньою для перетворення постійного струму і до того ж не вимагає великого переліку зовнішніх компонентів. Основними складовими мікросхеми є компенсаторний регулятор температури, компаратор, генератор, ШІМ-контролер з обмеженням активного струму, драйвер та перемикач вихідного високого струму.

Особливості:

- широкий діапазон вхідної напруги: від 3 В до 40 В;
- високий вихідний струм перемикачання: до 1,5 А;
- регулювання вихідної напруги;
- частота генератора до 100 кГц;
- точність внутрішнього референсу: 2 %;
- обмеження струму короткого замикання;
- низький струм очікування.

Даний ШІМ буде використовуватися в режимі понижуючого конвертора. Для цього визначимо наступні бажані параметри – напругу  $V_{sat}$  насичення вихідного транзисторного перемикача та пряме падіння напруги  $V_F$  на обраному діоді. Дані напруги будуть мати значення 1В та 0,5В відповідно.

Далі необхідно встановити вихідні параметри модулятора. Вони наведені в таблиці 3.2. Вхідна напруга обумовлена вихідною напругою MAX8614. Вважаємо, що ця напруга не знижується менш ніж до 10 В, що рахуватимемо мінімальною вхідною напругою. Враховуючи необхідність

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		36





$$n_{gen} = n_{IF} + n_b, \quad (3.2)$$

де  $n_{IF}$  та  $n_b$  – кількість глюкози в міжклітинній речовині та крові відповідно.

Кількість речовини в розчині визначається як добуток концентрації речовини та об'єму розчину:

$$n = C \times V, \quad (3.3)$$

де  $C$  та  $V$  – концентрація речовини та об'єм розчину відповідно.

Запишемо рівняння:

$$C_{gen} \times V_{gen} = C_{IF} \times V_{IF} + C_b \times V_b \quad (3.4)$$

де  $C_{gen}$  – загальна концентрація речовини;

$V_{gen}$  – загальний об'єм;

$C_{IF}$  – концентрація речовини в міжклітинній рідині;

$V_{IF}$  – об'єм міжклітинної рідини;

$C_b$  – концентрація речовини в крові;

$V_b$  – об'єм крові.

Звідси виділимо  $C_b$ :

$$C_b = \frac{C_{gen} \times V_{gen} - C_{IF} \times V_{IF}}{V_b}. \quad (3.5)$$

Залежність концентрації глюкози від часу з урахуванням зміни об'єму:

$$C_b(t) = \frac{[C_{gen}V_{gen}](t) - [C_{IF}V_{IF}](t)}{V_b(t)}. \quad (3.6)$$

Існують розробки, що дозволяють неінвазивно вимірювати концентрацію в міжклітинній рідині. Основним компонентом таких вимірювачів є квантово-каскадний лазер, що використовується з використанням фототермоакустичного ефекту. На основі цього, пропонується паралельне використання даного методу з описаною в роботі розробкою.

### Висновок до розділу 3

Для розуміння взаємної роботи оптичної та електричної схем, було створено структурну схему приладу, в якій ці складові поєднано в одне ціле. Створена 3D модель дозволяє візуалізувати взаємне положення реальних компонентів, побачити конструкцію приладу та загальний вигляд поєднання деталей між собою.

Також розроблено електричну схему всього приладу та розраховано зворотні зв'язки для трансїмпедансних підсилювачів і широтно-імпульсний модулятор MC33063AD в режимі понижуючого конвертора. Крім цього, запропоновано спосіб підвищення точності приладу при паралельному підключенні вимірювача концентрації глюкози в міжклітинній рідині. Для даного методу виведено формулу розрахунку концентрації в крові.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		40

## РОЗДІЛ 4

### ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

#### 4.1 Технічні характеристики поляризаційного глюкометра

##### 4.1.1 Основні характеристики об'єкту

Пристрій спроектовано на порівняно низьку величину напруги з невисокою потужністю випромінювання. Глюкометр розраховано на безперервний режим роботи з постійною фізичною та оптичною взаємодією з користувачем.

Основні характеристики, що стосуються охорони праці, об'єкту, що розробляється наведені в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Основні характеристики приладу

№	Найменування	Основні характеристики	К-сть	Поз. дис.
1	Поляризаційний глюкометр	матеріал корпусу полікарбонат, величина напруги, на яку спроектовано пристрій – 5В клас виробу за способом захисту – III, А, клас виробу за ступенем захисту – IP53 вид виконання пристрою, в залежності від умов експлуатації та довкілля – захищене, потужність: 5...20 мВт, напруга: =5В, температурний режим 0 ... +40 °С	1	-
2	Лазерний діод	тип лазера – напівпровідниковий, довжина хвилі $\lambda$ – 650 нм, вихідна потужність випромінювання – 20 мВт, споживаний струм – 100 мА, напруга живлення – 5В, розмір корпусу – 16 × 30 мм	1	3
3	Джерело живлення	тип акумулятора – li-pol, ємність – 3200 мАч, матеріал корпусу металізована полімерна плівка, розмір корпусу - 6 × 34 × 50 мм	1	1

##### 4.1.2 Складові частини об'єкту

БП61.08.2505.1191					Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	41

Функціональні складові об'єкту, види їх з'єднань між собою та показники живлення і випромінювання зображені на функціональній схемі (рисунок 4.1).

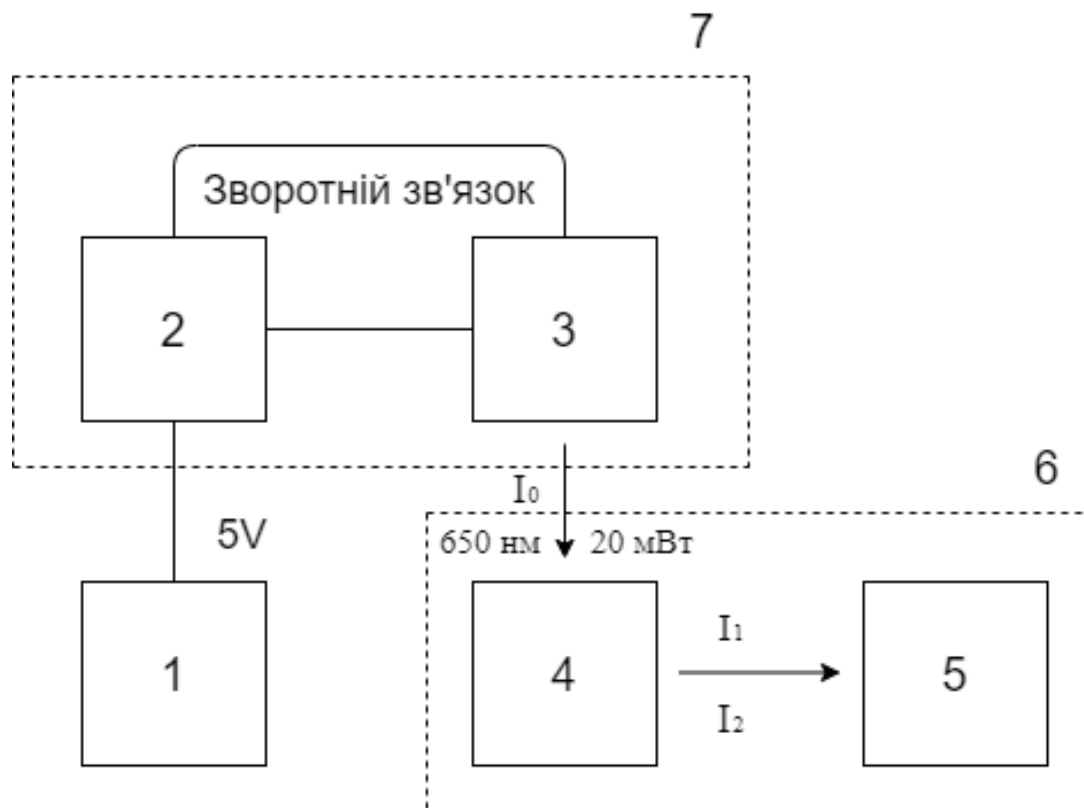


Рисунок 4.1 – Функціональна схема приладу

Оптичні функціональні зв'язки показані стрілками, електричні функціональні зв'язки – одинарною лінією, основні групи укладені контуром.

1 – джерело живлення; 2 – драйвер лазерного випромінювача, 3 – лазерний діод; 4 – біологічний об'єкт; 5 - прийом, підсилення та обробка; 6 – блок контролю; 7 – блок випромінювання.

#### 4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина-об'єкт»

В розробленому приладі наявні графічні, звукові та індикаторні засоби відображення інформації. Вони показані в таблиці 4.2. Також присутній засіб приведення пристрою в дію.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		42

Таблиця 4.2 – Засоби відображення інформації

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Вид відображення інформації	Кількість
1	Джерело живлення	індикатори ступеня заряду – світлодіоди SMD 5050 72 LED IP65	4
2	Блок контролю	сигналізатор підвищення цукру – динамік LD-BZEL-M1515	1
		відображення концентрації та допоміжної інформації – дисплей SPI LCD DISPLAY	1
3	Блок випромінювання	індикатор роботи лазера – світлодіод smd 2835	1
4	Засіб приведення в дію	Кнопка вмикання SWT 6x6	1

4.2 Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією поляриметричного глюкометра та заходи їх усунення

4.2.1 Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Головним джерелом небезпеки приладу можна вважати його лазер, котрий через надлишкову потужність здатен причинити пошкодження шкірного покриву або сітківки ока, проте до наслідків небезпеки може призвести лише рішення користувача власноруч полагодити прилад.

Джерело небезпеки лазерного випромінювання наведено в таблиці 4.3.

Реальні та нормативні фактори небезпеки наведено в таблиці 4.4.

Заходи з забезпечення охорони праці наведені в таблиці 4.5.

Таблиця 4.3 – Основні джерела лазерного випромінювання

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Лазерний випромінювач	Підвищений рівень лазерного випромінювання	Надлишкова потужність	Пошкодження шкірного покриву

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Лазерне випромінювання	5-20 мВт	50 мВт

Реальне значення потужності лазерного випромінювання відповідає нормативному значенню.

Таблиця 4.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні заходи	апаратна перевірка потужності випромінювання в процесі роботи приладу	уникнення негативного впливу на пацієнта
2	Організаційні заходи	інструкція з експлуатації	навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3	Режимні	не передбачені	
4	Експлуатаційні	повірка засобів вимірювання	достовірність інформації
5	ЗІЗ	окуляри захисні LSG-14	індивідуальний захист сервісного працівника

#### 4.2.2 Небезпека враження людини електричним струмом

Звісно, слід враховувати дану небезпеку при розробці будь-якого електричного приладу, проте даний пристрій є низькопотужним з можливими лише оптичним та фізичним контактами.

Основні джерела небезпеки наведені в таблиці 4.6.

Реальні та нормативні фактори небезпеки наведені в таблиці 4.7.

Заходи з забезпечення охорони праці наведені в таблиці 4.8.

Таблиця 4.6 – Основні джерела небезпеки лазерного випромінювання

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Мікропроцесорна плата	Постійний струм	Напруга живлення	Втрата даних
2	Блок підсилення	Постійний струм	Опорна напруга	Пошкодження обладнання

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Максимальна напруга	5В	3В
2	Максимальний струм	100 мА	5-7 мА

Нормативні значення приведено згідно ДСТУ ГОСТ 12.1.038:2008 «Електробезпека. Гранично допустимі значення дотиків і струмів». [16]



### 4.3 Створення інструкції з техніки безпеки при експлуатації приладу

#### 4.3.1 Загальні положення до експлуатації

1. Ознайомитися з інструкцією перед початком експлуатації приладу.
2. Пристрій належить до діагностичних приладів.
3. Перед використанням необхідно провести візуальну оцінку цілісності приладу.
4. Розміщувати палець у відповідний відсік лише після того, як прилад після вмикання автоматично здійснить перевірку. Інформацію про готовність приладу до використання можна буде побачити на екрані.
5. Забороняється самостійно намагатися полагодити прилад у випадку несправності. Це може робити лише сервісний працівник.
6. Під час неактивного режиму приладу рекомендується зачиняти відсік для пальця.
7. Уникайте потрапляння сторонніх предметів у відсік.
8. Пристрій вимагає синхронізацію зі смартфоном для візуалізації результатів.

#### 4.3.2 Інструкція з експлуатації

1. Ввімкнути пристрій кнопкою
2. Дочекатися закінчення автоматичної перевірки
3. При позитивному результаті перевірки – відкрити відсік для пальця
4. Помістити палець у відсік. Прилад почне вимірювання.
5. Створити Bluetooth-пару зі смартфоном.
6. Отримати результат на екрані.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		46

## Висновки до розділу 4

У розділі було розглянуто перелік факторів, що можуть створити небезпеку під час експлуатації розробленого приладу. Порівняно номінальні значення кількісних показників небезпечних джерел з нормативними значеннями згідно чинних стандартів.

Вказано методи усунення або мінімізації небезпек та наслідків від них. Створено функціональну схему роботи приладу з блоками, що стосуються охорони праці. Створено інструкцію для експлуатації та надано рекомендації по роботі з приладом.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		47

## ВИСНОВКИ

Створення неінвазивного глюкометра залишається одним з найактуальніших завдань біомедичної інженерії протягом багатьох років і до сьогоднішнього дня. Головним результатом приладу має стати безперервний моніторинг рівня глюкози в крові.

Серед проаналізованих методів для неінвазивної глюкометрії було обрано поляризаційний. Для можливості його здійснення було розроблено поляризаційну оптичну схему та порівняно з існуючим аналогом. Виведено формулу знаходження концентрації глюкози для даної оптичної системи та здійснено підбір її елементів.

Ключовим результатом стала розробка конструкції приладу та його електричної схеми. Також здійснено розрахунок найбільш характерного компонента фотодетекторної техніки – трансїмпедансного підсилювача, широтно-імпульсного модулятора, подано ідею взаємного використання розробленого приладу з існуючим методом вимірювання концентрації глюкози в міжклітинній речовині для збільшення точності приладу і створено 3D модель поляризаційного глюкометра.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		48

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- [1] Непрерывный мониторинг глюкозы [Электронный ресурс] // Сайт компанії Medtronic. Режим доступу: <https://www.medtronic-diabetes.ru/produkcija/nepreryvnyj-monitoring-glukozy>
- [2] НМГ с помпой Vedtronic 640g 2019 [Электронный ресурс] / 15 вересня 2019 р. Режим доступу: <https://habr.com/ru/post/465281/>
- [3] Неинвазивные глюкометры [Электронный ресурс] / Блог компании Medgadgets / 30 марта 2017. Режим доступу: <https://habr.com/ru/company/medgadgets/blog/402741/>
- [4] Кожем'яко В.П. Порівняльний аналіз методів та середовищ для неінвазивного моніторингу біологічних об'єктів / В.П. Кожем'яко, А.В. Турлюк, А.О. Яровенко. // Міжнародний науково-технічний журнал «Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології» - С. 118-119.
- [5] Аксенов Е. Т. Контроль концентрации глюкозы в биотканях методом когерентной оптической поляриметрии / Е. Т. Аксенов, Г. О. Кафидова, Д. В. Мокрова, В. М. Петров // Научно-технические ведомости СПбГПУ. – 2011. - № 4. – с. 102-108.
- [6] Прохоров А. М. Физическая энциклопедия / А. М. Прохоров, Д. М. Алексеев., 1998. – (Большая Российская энциклопедия).
- [7] Т. Зимина – Лазер измеряет сахар у диабетиков, «Наука и жизнь» №11, 2013 – с. 11
- [8] Aggidis AGA, JD Newman, GA Aggidis (2015) Investigating pipeline and state of the art blood glucose biosensors to formulate next steps. Biosens Bioelectron 74: 243-262.
- [9] Salam NABA, WH bin M Saad, ZB Manap, F Salehuddin (2016) The Evolution of Non-invasive Blood Glucose Monitoring System for Personal Application. J Telecommun Electron Comput Eng JTEC 8(1): 59-65.

					БП61.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		49

