

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ

Мікроелектронних та електронних інформаційних систем  
(повна назва кафедри)

**Кваліфікаційна робота (проект)**

Магістр

(рівень вищої освіти)

на тему Дослідження та розробка приладу для безконтактного  
визначення рівня глюкози у крові

Виконав: студент II курсу, групи 8.1539

спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка  
(код і назва спеціальності)

спеціалізації \_\_\_\_\_

(код і назва спеціалізації)

освітньої програми мікроелектронні інформаційні системи  
(назва освітньої програми)

Лисенко А. В.

(ініціали та прізвище)

Керівник доц. к.т.н. Нікокова А.О.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент доц. д-р ЗКР ЗНТУ Величко О.В.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут \_\_\_\_\_

Кафедра Мікроелектроніки та електронних інформаційних систем

Рівень вищої освіти Магістр

Спеціальність 153 мікро- та наносистемна техніка  
(код та назва)

Спеціалізація \_\_\_\_\_  
(код та назва)

Освітня програма мікроелектронні інформаційні системи

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри Крицька Т.В.

«01» травня 2010 року

**З А В Д А Н Н Я**

**НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ (ПРОЄКТ) СТУДЕНТОВІ (СТУДЕНТЦІ)**

Лисенко Анастасія Вікторівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1 Тема роботи (проєкту) Дослідження та розробка приладу для безконтактного вимірювання рівня кисню у крові

керівник роботи доц., к.т.н. Ніконова Аліна Олександрівна  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від «15» травня 2010 року № 600

2 Строк подання студентом роботи 01.12.2010

3 Вихідні дані до роботи інфрачервоний світлодіод КН-4457F3С, червоний світлодіод L-2060R, перешикат ADG1636, мікроконтролер АТмега 8.

4 Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): 1. Методи вимірювання насичення крові киснем. 2. Розробка приладу для безконтактного вимірювання кисню в крові. 3. Техніко-економічне обґрунтування. 4. Оцірка праці та технічна будівля.

5 Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)  
11- Метод вимірювання рівня кисню в крові 12- Контактний та безконтактний методи. 13- Структурна схема приладу 14- Структурна схема блоку вимірювання. 15- Схема підсилення сигналу. 16- Схема фільтрації сигналу 17- Схема підключення дималічної індикації 18- Схема електрична принципова приладу

## 6 Консультанти розділів роботи

| Розділ | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата               |                            |
|--------|---|----------------------------|----------------------------|
|        |   | завдання видав             | завдання прийняв           |
| I      | доц. к.т.н. Ніконова А.О.                 | <i>[підпис]</i> 25.05.2020 | <i>[підпис]</i> 25.05.2020 |
| II     | доц. к.т.н. Ніконова А.О.                 | <i>[підпис]</i> 15.09.2020 | <i>[підпис]</i> 15.09.2020 |
| III    | доц. к.т.н. Ніконова А.О.                 | <i>[підпис]</i> 30.09.2020 | <i>[підпис]</i> 30.09.2020 |
| IV     | доц. к.т.н. Ніконова А.О.                 | <i>[підпис]</i> 16.10.2020 | <i>[підпис]</i> 16.10.2020 |
|        |   |                            |                            |
|        |   |                            |                            |

7 Дата видачі завдання 25.05.2020

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

| № з/п | Назва етапів кваліфікаційної роботи             | Строк виконання етапів роботи | Примітка |
|-------|---|-------------------------------|----------|
| 1     | Аналіз методів вимірювання крові наемними кешем | 25.05.2020                    |          |
| 2     | Розробка структурної схеми пристрою             | 15.09.2020                    |          |
| 3     | Розробка блоку вимірювання                      | 28.09.2020                    |          |
| 4     | Розробка блоку обробки інформації               | 22.10.2020                    |          |
| 5     | Моделювання в електронному середовищі           | 12.11.2020                    |          |
| 6     | Техніко-економічне обґрунтування                | 3.12.2020                     |          |
| 7     | Оформлення праці та технічного завдання         | 13.12.2020                    |          |
| 8     | Оформлення роботи                               | 23.12.2020                    |          |

Студент *[підпис]* Міщенко А.В.  
(підпис) (ініціали та прізвище)

Керівник роботи (проєкту) *[підпис]* Ніконова А.О.  
(підпис) (ініціали та прізвище)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер *[підпис]* Вороженик А.П.  
(підпис) (ініціали та прізвище)

## РЕФЕРАТ

Дипломна робота містить 96 сторінок, 51 рисунок, 13 таблиць, 31 джерел літератури, 4 додатки.

Об'єкт роботи – пристрій для виміру рівня кисню у крові.

Мета роботи – дослідження та розробка пристрою для виміру рівня кисню у крові.

Задачі роботи – дослідити структурні схеми вимірювання за видом сигналу, числом спектральних діапазонів та способом передачі променевої енергії. Побудувати структурну схему приладу для визначення рівня кисню у крові. Розробити та розрахувати схему випромінювання. Розробити та розрахувати схему приймача та перетворювача інформації. Провести моделювання в електронному середовищі EWB. Обрати мікроконтролер для керування приладом. Розробити програму та провести моделювання схеми в системі автоматизованого проектування Proteus.

Методика дослідження – моделювання пристрою з допомогою програмного забезпечення Electronics Workbench та Proteus.

Короткий виклад результатів досліджень: на підставі аналізу існуючих пристроїв для виміру рівня кисню у крові проведено обґрунтування і побудовано електричну схему.

Результати впроваджень – результати моделювання пристрою для виміру рівня кисню у крові рекомендовано до впровадження в навчальний процес на кафедрі МЕЕІС.

САТУРАЦІЯ, ДЕЗОКСИГЕМОГЛОБІН, ІНФРАЧЕРВОНИЙ СВІТЛОДІОД, ПОГЛИНАННЯ, ФОТОДЕТОКТОР, НОРМУВАННЯ СИГНАЛІВ, ОКСИМЕТРІЯ КИСЕНЬ

Дипломну роботу виконано на кафедрі МЕЕІС з 25.05.20 по 01.12.20.

## ЗМІСТ

|  |    |
|--|----|
| ВСТУП.....   | 8  |
| 1 МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ .....                           | 9  |
| 1.1 Спостереження напруги кисню в крові.....                               | 9  |
| 1.2 Спектрофотометрична оксиметрія .....                                   | 12 |
| 1.3 Пульсова оксиметрія .....  | 14 |
| 1.4 Потенціометричний метод.....   | 20 |
| 2 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ ДЛЯ БЕЗКОНТАКТНОГО ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ КИСНЮ В КРОВІ..... | 24 |
| 2.1 Обґрунтування вибору структурної схеми вимірювання .....               | 24 |
| 2.2 Блок випромінювання сигналу.....                                       | 31 |
| 2.2.1 Джерело струму .....   | 38 |
| 2.2.2 Джерело опорної напруги .....  | 41 |
| 2.2.3 Перемикач .....  | 44 |
| 2.2.4 Структура схема блоку випромінювача.....                             | 46 |
| 2.3 Блок приймача сигналу.....   | 48 |
| 2.4 Блок фільтрації .....  | 53 |
| 2.5 Блок підсилення.....   | 58 |
| 2.6 Блок обробки інформації .....  | 61 |
| 2.6.1 Аналогово-цифровий перетворювач .....                                | 64 |
| 2.7 Індикатор.....   | 66 |
| 3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБґРУНТУВАННЯ.....                                    | 67 |
| 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА.....                                 | 73 |
| 4.1 Вимоги до виробничих і допоміжних приміщень.....                       | 73 |
| 4.2 Методи регулювання якості повітряного середовища .....                 | 75 |
| 4.3 Освітлення виробничих приміщень.....                                   | 76 |

|     |   |  |
|-----|---|--|
| 4.4 | Захист від шуму у виробничому середовищі.....                 | 79   |
| 4.5 | Системи засобів і заходів щодо електробезпеки.....            | 81   |
| 4.6 | Система організаційно-технічних заходів пожежної безпеки..... | 82   |
|     | ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ.....                                 | 86   |
|     | ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....   | 87   |
|     | ДОДАТОК А.....  | 91   |
|     | ДОДАТОК Б.....  | 92   |
|     | ДОДАТОК В.....  | <b>О ш и б к а !    З а к л а д к а    н е</b> |
|     | ДОДАТОК Г.....  | 94   |

## ВСТУП

Стабільний рівень кисню у крові дуже важливий. Він необхідний для того, щоб забезпечити клітини енергією для життєдіяльності. Кров доставляє його до всіх життєво важливих органів і тканин. Насичення киснем є вагомим параметром при догляді за пацієнтом. При низькому кисневому насиченні виникає гіпоксемія (аномально низький рівень кисню в крові). Кисень чітко регулюється в організмі, тому гіпоксемія може привести до багатьох гострих несприятливих впливів на окремі системи органів. Якщо переривається його доставка до тканин, то мозок стрімко руйнується. Насичення киснем демонструє, скільки гемоглобіну в даний час пов'язано з киснем в порівнянні з тим, скільки гемоглобіну залишається непов'язаним.

Насичення киснем в клінічній практиці використовують для оцінки тяжкості стану хворого при гіповолемії і геморагічному шоці [1], серцевій недостатності та інфаркті міокарда, зупинці кровообігу, серцево-легеневій реанімації та постреанімаційному періоді, оперативному втручанні високого ризику, важкому сепсисі і септичному шоці. Коли людина знаходиться в горах, рівень кисню в крові може бути дуже низьким [2]. При посилених тренуваннях та розумовій активності організму може бути вище. Саме тому важливо розуміти рівень кисню в крові в стані спокою.

Ознакою важкої форми COVID-19 вважають зниження напруги кисню в артеріальній крові. Сьогодні проблема безконтактного визначення рівня кисню у крові є однією з найактуальніших, тому була вибрана темою дипломної роботи. Якщо дуже великий обсяг легеневої тканини поражений, то вона перестає виконувати свою основну функцію – перенесення кисню ззовні в кров. Рівень насичення крові киснем – це один з основних показників, за яким судять, чи потрібно дати пацієнту кисень через маску і чи потрібна йому штучна вентиляція легенів. Через критичний характер споживання кисню важливо мати можливість контролювати поточне насичення киснем.

## 1 МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ

### 1.1 Спостереження напруги кисню в крові

При оцінці напруги кисню в артеріальній крові використовується аналіз проб крові. Для цього застосовується кисневий електрод, що представляє собою електролітичний осередок, відокремлений від досліджуваної крові кисневопроникною мембраною.

Кисневий електрод (рис. 1.1) містить платиновий катод і срібний анод, з'єднані через вимірник струму з джерелом напруги. Кисень проходить через мембрану і в результаті електрохімічної реакції у платинового електрода утворює гідроксильні іони [3]. Струм в ланцюзі електроду залежить від кількості приєднаних електронів, яке визначається кількістю кисню, що дифундує у електролітичний осередок. Робоча точка електрода встановлюється в діапазоні напруг, відповідних області "плато" полярограми. У цьому випадку струм, який реєструється в ланцюзі електроду, виявляється пропорційним величині напруги кисню у крові (PO<sub>2</sub>) в досліджуваній пробі крові.

Інвазивні методи дослідження насичення киснем крові є найбільш точним для оцінки функцій органів дихання, проте існує небезпека кровотечі після забору крові з артерії [4].



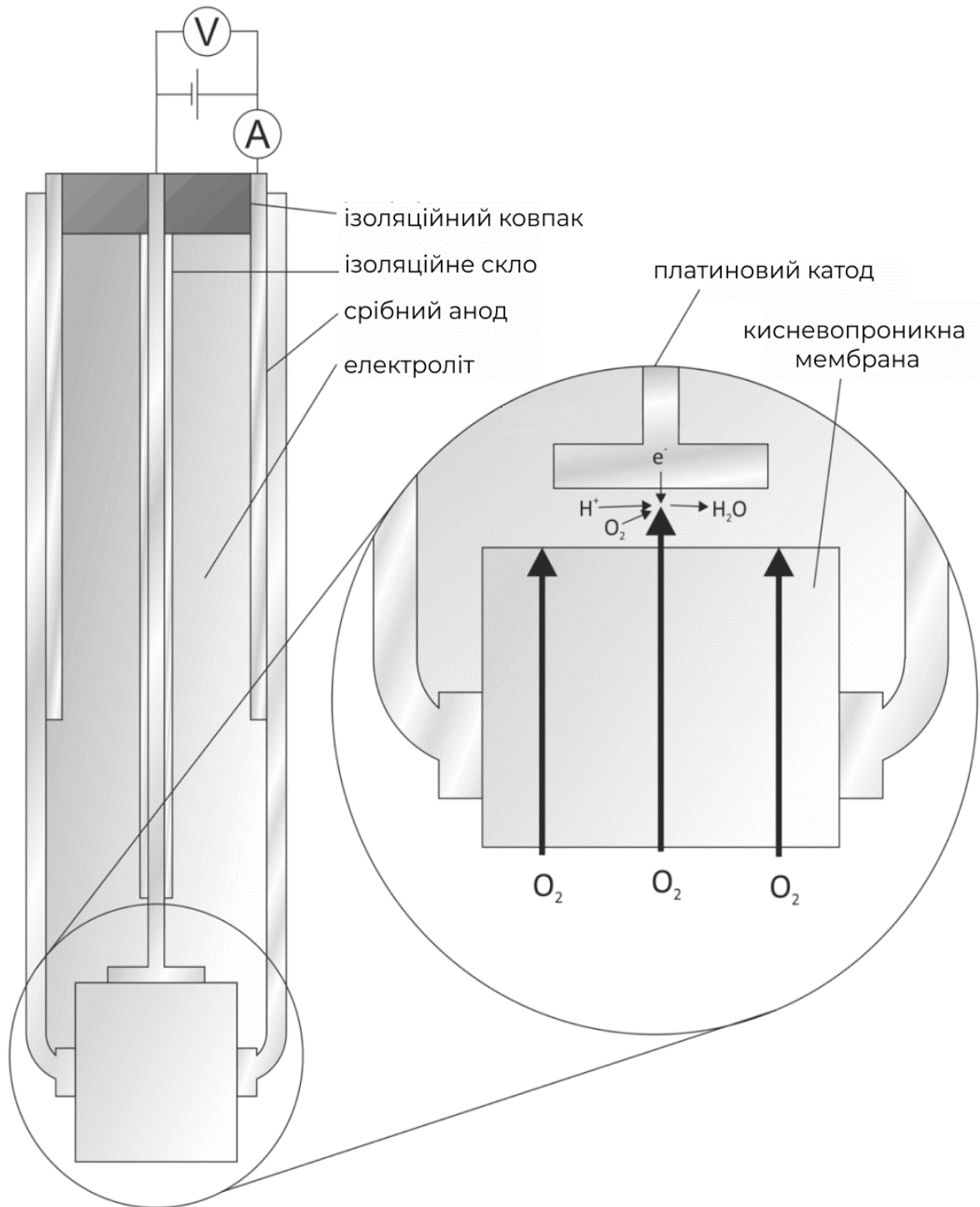


Рисунок 1.1 – Кисневий електрод

Для черезшкірного методу визначення насичення рівня кисню, що застосовується в моніторних приладах, використовуються мембранні датчики, що містять електрод і нагрівальний елемент.

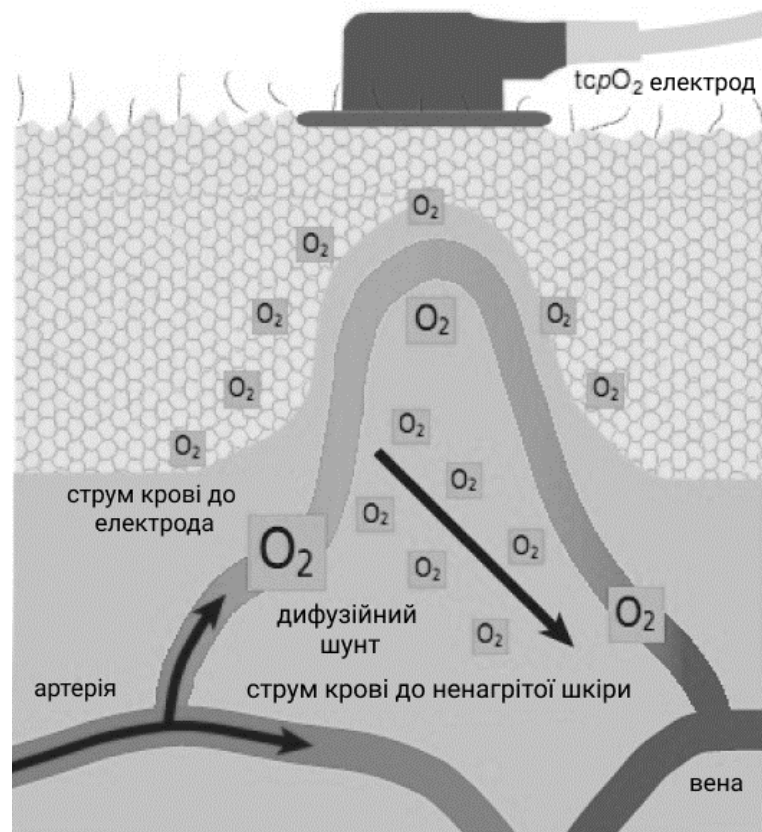


Рисунок 1.2 – Черезшкірний метод визначення насичення рівня кисню

Мембрана електрода наводиться в зіткнення з шкірою (рис. 1.2), яка нагрівається до температури близько  $43^{\circ}\text{C}$  [5]. Локальна реактивна гіперемія, що створена за допомогою тепла, стимулює збільшення місцевого кровообігу і дифузію газів через мембрану електрода. Кисень при проникненні через мембрану викликає електрохімічну реакцію і генерує потенціал, що проходить через катод. Даний потенціал конвертується підсилювачем в величину, пропорційну напрузі кисню на поверхні мембрани.

Для зменшення помилок датчик приладу розташовують на поверхні шкіри в місцях з високим капілярним тиском. Найбільш часто використовуються локалізації датчиків на грудній клітці в області ключиці, на шкірі голови, латеральній стороні живота, внутрішній стороні стегна.

## 1.2 Спектрофотометрична оксиметрія

При визначенні оксигенації крові, за допомогою фотометричних методів, вимірюють поглинання світла, що пройшло через пробу крові, в різних спектральних діапазонах. Кількісна спектрофотометрія крові заснована на використанні закону Бугера-Ламберта-Бера.

Він визначає послаблення паралельного монохроматичного пучка світла коли той проходить через поглинаюче середовище. Показник поглинання характеризує властивості речовини та залежить від довжини хвилі світла, що поглинається. Спектр поглинання речовини

де  $I$  – інтенсивність випромінювання, що падає на речовину;

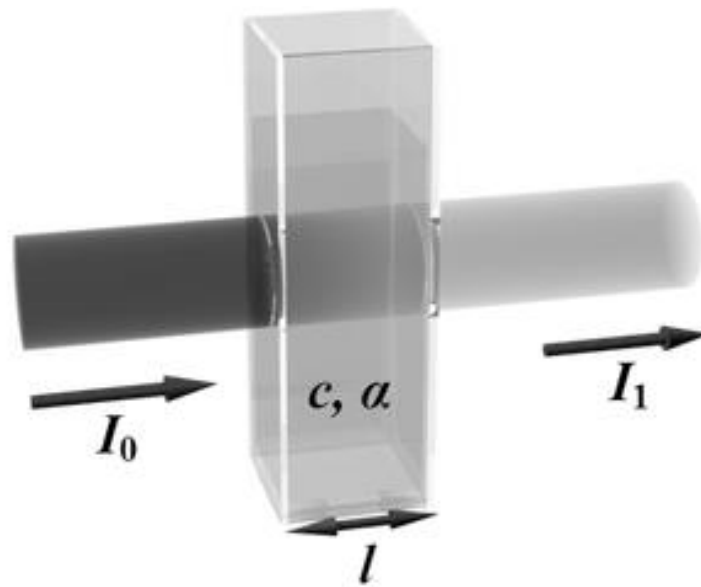


Рисунок 1.3 – Зображення пучка світла коли той проходить через поглинаюче середовище

$I_0$  – інтенсивність випромінювання, що пройшов через шар речовини;

$c$  – концентрація речовини;

$k_\lambda$  – показник поглинання;

$l$  – товщина шару поглинаючої речовини

Кожна з чотирьох форм гемоглобіну має свій власний спектр поглинання [6]. На рисунку 1. зображено залежність поглинання світла від довжи-

ни хвилі випромінювання для різних форм гемоглобіну: 1 – метгемоглобін; 2 – оксигемоглобін; 3 – гемоглобін; 4 – карбоксигемоглобін.

Для дослідження всіх чотирьох фракцій сатурації необхідно використовувати чотири довжини хвилі випромінювання.

Для визначення оксигенації використовуються методи інвазивної або неінвазивної спектрофотометрії.

На практиці використовується пряма інвазивна спектрометрія крові, яка використовує волоконно-оптичні оксиметри, що дозволяють здійснювати оцінку оксигенації венозної крові.

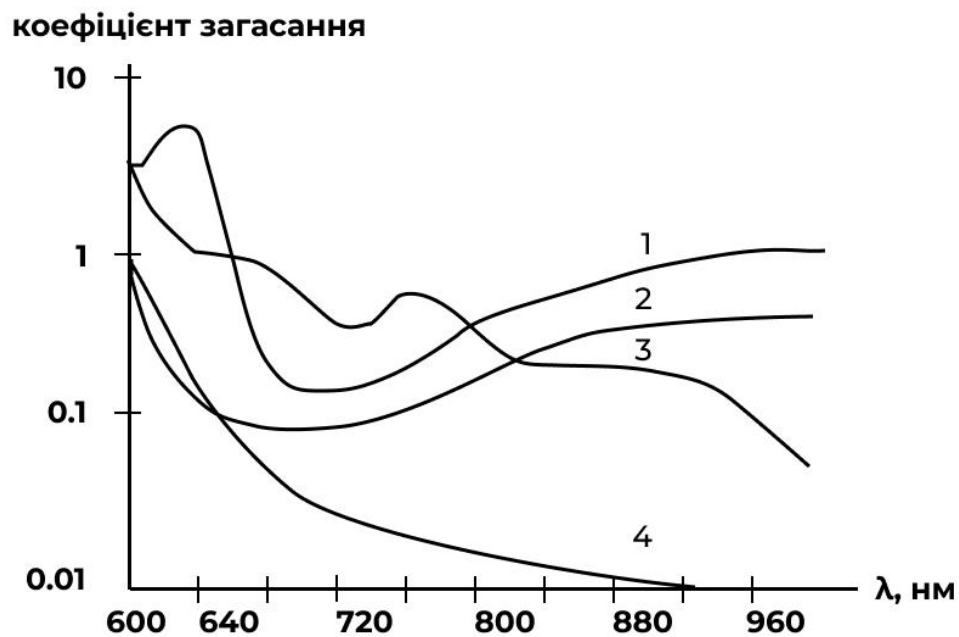


Рисунок 1.4 – Залежність поглинання світла від довжини хвилі випромінювання

В підключичну вену або в легеневу артерію вводяться спеціальні катетери. У катетери вставляються два світловоди, що підключаються до джерела світла і фотоприймача. В світловодах можуть відрізнятись кілька оптичних волокон. Це дозволяє одночасно і незалежно пропускати і приймати випромінювання, що мають різні довжини хвиль.

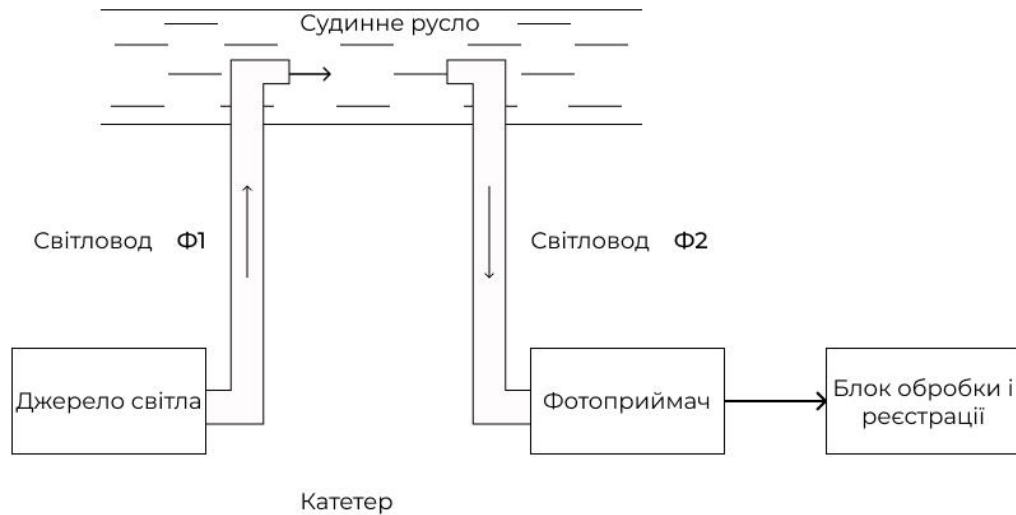


Рисунок 1.5 – Структура абсорбційного вимірювача показників оксигенації

На рисунку 1.5 зображено структуру пристрою, де досліджується величина поглинання світла елементами крові, розташованими між торцями світловода [7].

При спектрофотометрії тканин, що містять кровеносні судини (наприклад, при просвічуванні вушної раковини), не вдається диференціювати артеріальний і венозний гемоглобін. Необхідно індивідуально калібрувати прилади для кожного пацієнта через сильний вплив на результати вимірювання сатурації абсорбційних властивостей шкіри і підлеглих тканин. Спроби безпосереднього використання методики спектрофотометрії для побудови приладів неінвазивного вимірювання сатурації артеріальної крові киснем не привели до успіху через нестійкість показань таких приладів.

### 1.3 Пульсова оксиметрія

Пульсова оксиметрія поєднує принципи спектрофотометрії та оптичної плетизмографії (дозволяє виділити артеріальну складову абсорбції світла для визначення оксигенації артеріальної крові.). Використовують перевагу дифе-

ренціального поглинання світла у червоній та інфрачервоній довжинах хвиль дезокси- та оксигемоглобіну та диференціюючи артеріальний потік як пульсацийний потік.

Дезоксигемоглобін (гемоглобін, що не містить кисню – RНb) інтенсивно поглинає червоне світло, слабо затримує інфрачервоне світло. Оксигемоглобін (повністю окиснений гемоглобін, кожна молекула якого містить чотири молекули кисню – НbО<sub>2</sub>) добре поглиблює інфрачервоне випромінювання, слабо затримує червоне.

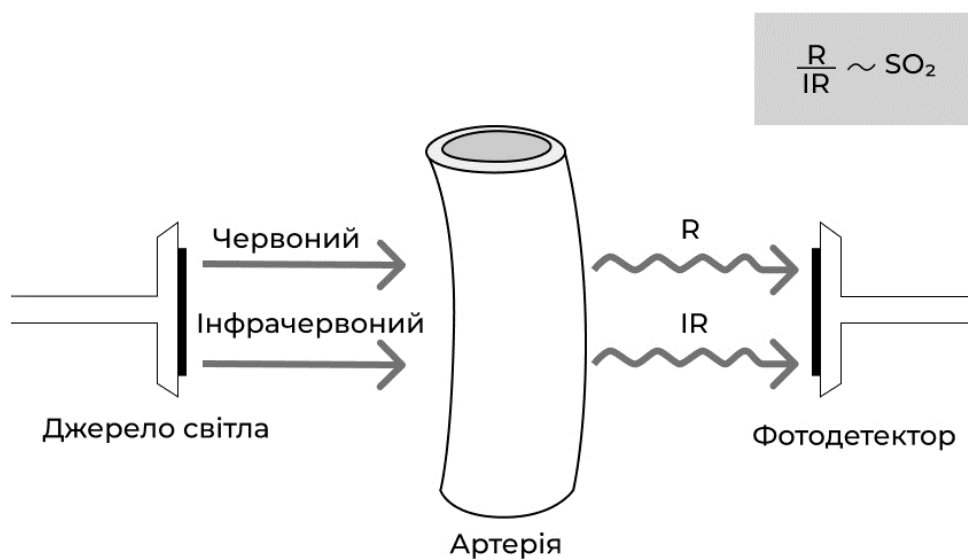


Рисунок 1.6 – Принцип оксиметрії

На рисунку 1.6 зображено, що від джерела випромінювання до фотодетектора через тканину проходить червоний та інфрачервоний потік [8]. За відношенням цих потоків світла визначається ступінь насичення крові киснем.

Ділянку тканини, що містить артеріальні судини, поміщають в робочу область фотоплетизмографічного датчика. Зонд включає два світлодіоди, один – близько 660 нм, а другий – близько 940 нм, і фотодетектор. Диференціювати оксигемоглобін та дезоксигемоглобін дозволяє світло, що передається через тканинний шар на кожній довжині хвилі. Сигнал що проходить через тканини, включає дві складові: пульсуючу компоненту, обумовлену зміною обсягу артеріальної крові при кожному серцевому скороченні, і постійну "ба-

зову" складову, яка визначається оптичними властивостями шкіри, венозної і капілярної крові та інших тканин досліджуваної ділянки.

Кожна пульсова хвиля призводить до ритмічної, в такт скорочення серця, зміни кровонаповнення досліджуваної ділянки тканини. Фотоплетизмограма – результат реєстрації таких коливань кровонаповнення (рис.1.7). Її аналіз дозволяє визначити частоту серцевих скорочень і оцінити якість периферійного кровотоку.



Рисунок 1.7 – Фотоплетизмограма

Шляхом аналізу форми сигналу можна виділити його фрагменти, що відповідають моментам систолічного викиду. Саме в ці короткі проміжки часу на вершині систоли вдається найбільш точно визначити сатурацію артеріальної крові киснем [9].

Вимірювання абсорбції світла виробляється в моменти систолічного викиду, тобто в моменти максимуму амплітуди сигналу датчика для двох довжин хвиль випромінювання. Використовують два джерела випромінювання з різними спектральними характеристиками.

При реєстрації фотоплетизмограми є можливість виділити частку інтенсивності світлового потоку, який поглинається безпосередньо гемоглобіном артеріальної крові. При проходженні світла через ділянку тканини він зустрічає різні перешкоди, які умовно можна розділити на кілька шарів (рис. 1.8).

У момент, що передує серцевому скороченню, ослаблення світових потоків обумовлено тканинами, артеріальною та венозною кров'ю: на фотодіод падає випромінювання, яке розцінюється як фонове. Коли до артерій доходить чергова пульсова хвиля, обсяг крові в них збільшується і поглинання світла змінюється.

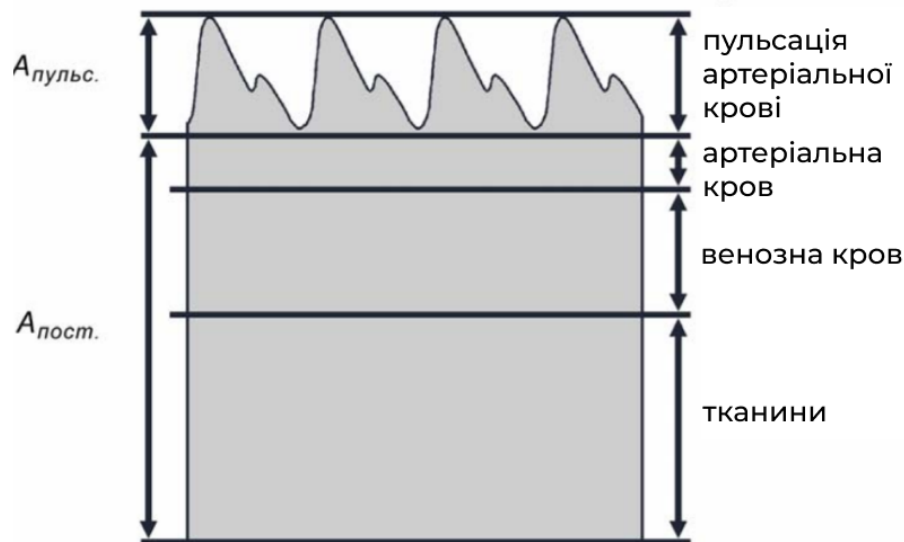


Рисунок 1.8 – Розподіл абсорбції світла в тканинах

На піку пульсової хвилі відмінність між фоновим і поточним випромінюванням стає максимальним. Фотодетектор вимірює цю різницю і вважає, що його причина – додаткова кількість артеріальної крові, що з'явилася на шляху випромінювання.

Обирають червону і ближню інфрачервону області спектра випромінювання для отримання найбільшої чутливості (ділянки спектра з найбільшою різницею в поглинанні світла оксигемоглобіном і гемоглобіном).

Нормування сигналів поглинання світла використовується для підвищення точності визначення сатурації. Для цього вимірюється постійна складова в моменти діастолі і знаходиться відношення амплітуд пульсуючої і постійної складових, для кожної довжини хвилі випромінювання. Нормована величина поглинання визначається тільки оптичними властивостями живої тканини. Для отримання значень сатурації розраховують відношення нормованих величин поглинання світла  $R$  для двох обраних довжин хвиль.



Величина  $R$  емпірично пов'язана зі значеннями сатурації калібрувальною залежністю, отриманою в процесі градування приладу. Відношення  $R$  змінюється від 0,4 для 100% сатурації до 3,4 при 0% сатурації. Відношення, рівне 1, відповідає сатурації 85%. Хід кривої визначається теоретичною залежністю, заснованою на співвідношеннях для поглинання світла.

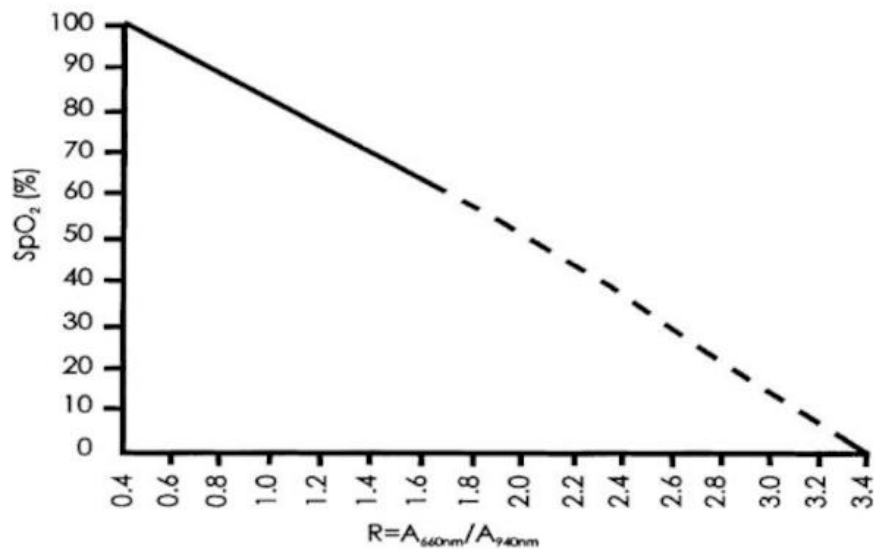


Рисунок 1.9 – Калібрувальна крива

Для точного визначення сатурації необхідне уточнення калібрувальної залежності за експериментальними даними. Величина відносини  $R$  визначається оптичними властивостями артеріального викиду крові, що визначає високу точність вимірювання сатурації в методі пульсової оксиметрії.

Пульсова оксиметрія стала відомою як "п'ята життєва ознака" завдяки її повсюдному застосуванню.

Пульсоксиметр – прилад, який має периферичний датчик, мікропроцесор і дисплей, на який виводиться крива пульсу, його частота і показник сатурації [10]. Датчик пульсоксиметра містить два світловипромінюючих діоди, що працюють один в "червоній", інший – в інфрачервоній області спектра, а також широкосмуговий фотоприймач. Конструктивно датчик виконується таким чином, що при його розташуванні на поверхні тіла людини на фотоприймач надходить світло випромінювачів, ослаблений ділянкою тканин, що містить артеріальна судина.

На практиці використовуються два типи датчиків, перший аналізує випромінювання світлодіодів, що проходять через тканини, і другий – випромінювання, відбите від досліджуваних тканин.

Датчики випромінювання, що проходить через тканини фіксується на кінчику пальця руки або ноги, мочки вуха пацієнтів.

Датчики, які реєструють розсіяне тканинами випромінювання, розміщуються на поверхні тіла в проекції сонної або скроневої артерії.

На рис. 1.10. зображена структурна схема пульсового оксиметра

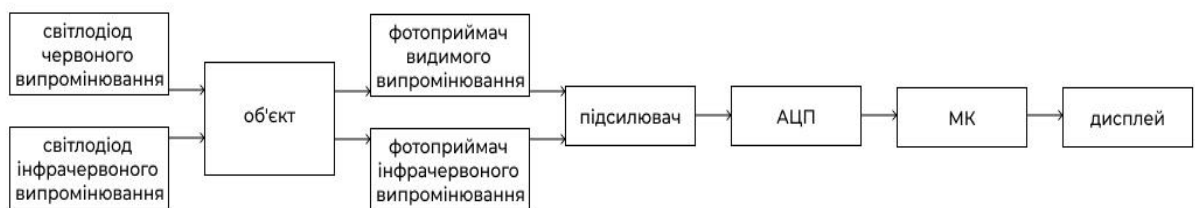


Рисунок 1.10 – Структурна схема пульсового оксиметра

Спрямоване світло формуються двома джерелами випромінювання та потрапляє на об'єкт. Світло проходить частково поглинаючись і відбиваючись [11]. Відбите світло потрапляє на фотодетектори, потім посилюється. Далі посилений сигнал перетворюється аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) і надходить на мікроконтролер (МК), де відбувається обробка показань, і результат виводиться на дисплей.

Інвазивний метод (забір крові через прокол шкіри), так само як СО-оксиметри і множинні газові аналізи, не дають такої точності, як пульсоксиметр. При цьому пульсоксиметр дешевше традиційного СО-оксиметру. Останній, до того ж, передбачає проведення контрольного забору крові, що незручно, особливо в разі, якщо результати потрібні якомога швидше.

## 1.4 Потенціометричний метод

Потенціометричний метод можна представити за допомогою оксигеометру.

Фотоелемент – це металева пластинка, покрита світлочутливим матеріалом (селен, сірчане срібло, кремній та ін.) (рис. 1.11). У вітчизняних оксиметрах застосовується в якості чутливого матеріалу кремній. Кремнієва пластинка накладається на мідну пластинку. Під впливом променів світла зі світлочутливого матеріалу «вибиваються» електрони, які утворюють електронну хмарину, у результаті чого сама кремнієва пластинка, заряджаючись позитивно, здобуває потенціал. Якщо з'єднати кремнієву та мідну пластинки (остання має нульовий потенціал) з гальванометром, то відхилення його стрілки буде реєструвати різницю потенціалів.

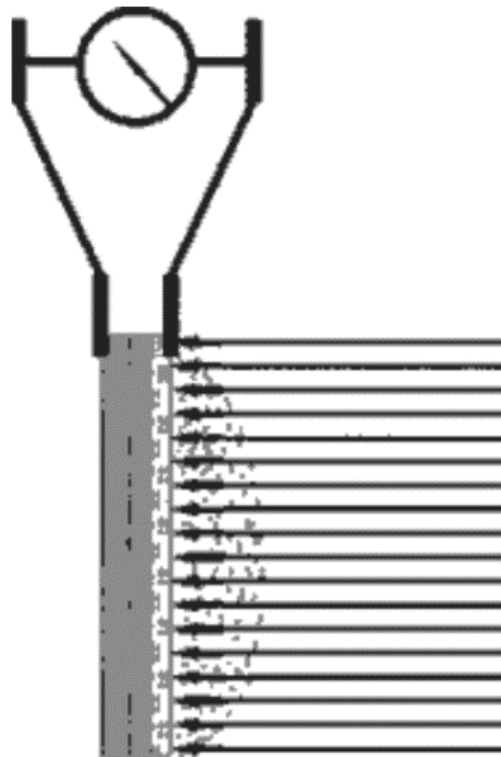


Рисунок 1.11. – Принцип реалізації потенціометричного методу

Різниця потенціалів буде тим більше, чим більша інтенсивність світлового потоку, спрямованого на фотоелемент [11]. Якщо пропустити червоний

промінь світла довжиною хвилі близько 600 мкм через шар крові на фотоеlement, то тим більше цього світла пройде крізь кров і, отже, тим менше його поглинеться, чим більше в крові буде оксигемоглобіну. Чим більше в даній крові буде оксигемоглобіну, тим більше червоного світла дійде до фотоеlementa й тим більше відхилиться стрілка гальванометра. Якщо шкалу гальванометра відградувати на відсотки насичення гемоглобіну киснем, то відхилення стрілки покаже ступінь насичення крові киснем. При збільшенні товщини шару однієї і тієї ж крові в 2 рази відбудеться зменшення кількості червоного променя світла, що пройшов цю кров, і показання на шкалі гальванометра зменшиться, незважаючи на те, що насичення крові киснем залишилося колишнім. Отже, для правильного вимірювання насичення гемоглобіну крові киснем у крові з різною товщиною шару необхідно враховувати цю товщину.

Для автоматичної реєстрації товщини шару крові використовується зелений промінь світла з довжиною хвилі 800 мкм. Зелений промінь світла однаково поглинається як окисленим гемоглобіном, так і відновленим, і його інтенсивність після проходження крові буде залежати від товщини шару крові: чим вужче шар, тим зеленого променя пройде більше, і навпаки.

Зелений і червоний промені світла реєструються роздільно двома фотоеlementами, які становлять «диференціальний датчик». Ці два фотоеlementи з'єднані з гальванометром через «рамочну» схему (рис. 1.12):

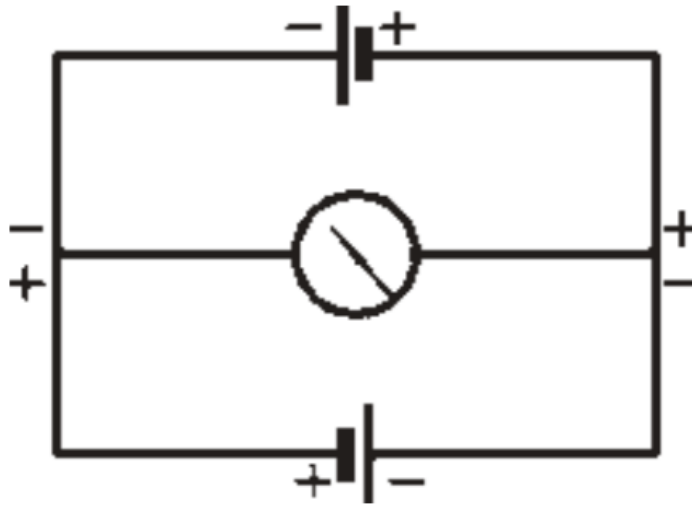


Рисунок 1.12. – «Рамочна» схема з'єднання фотоелементу з гальванометром

Зі схеми видно, що показання одного фотоелемента автоматично компенсують показання другого фотоелемента. Кров – досить щільна субстанція, і так як принцип дії оснований на вимірюванні коефіцієнта поглинання, то показання залежать від товщини шару, що вносить додаткову похибку і збільшує тривалість процесу вимірювання.

Контроль насичення кисню крові включає визначення вмісту розчиненого кисню і вуглекислого газу. Найбільше застосування в практиці клінічного моніторингу отримало стеження за рівнем оксигенації крові, що дозволяє вести діагностику стану з метою запобігання гіпоксемії і гіпоксії. Найкращий результат діагностики досягається при використанні неінвазивних методик полярографічних вимірювання напруги кисню і пульсоксиметра, за допомогою якої проводиться визначення сатурації крові киснем.

Метою дипломної роботи є дослідження та розробка приладу для безконтактного визначення рівня кисню в крові. Для досягнення мети необхідно виконати наступні задачі:

1. Дослідити структурні схеми вимірювання за видом сигналу, числом спектральних діапазонів та способом передачі променевої енергії.

2. Побудувати структурну схему приладу для визначення рівня кисню у крові.
3. Розробити та розрахувати схему випромінювання.
4. Розробити та розрахувати схему приймача та перетворювача інформації.  
Провести моделювання в електронному середовищі EWB.
5. Обрати мікроконтролер для керування приладом.
6. Розробити програму та провести моделювання схеми в системі автоматизованого проектування Proteus.

## 2 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ ДЛЯ БЕЗКОНТАКТНОГО ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ КИСНЮ В КРОВІ

### 2.1 Обґрунтування вибору структурної схеми вимірювання

Характеристики методів дослідження оптичних властивостей різних середовищ визначають вибір схеми вимірювань.

Розрізняють методи за видом досліджуваного сигналу після взаємодії променевого потоку, за числом спектральних діапазонів, за способом каналізації променевої енергії від джерела до досліджуваної ділянки тканини і від нього до фотоелектричного перетворювача, за кількістю потоків енергії. Реєстрований сигнал може бути у відбитому, розсіяному або потоці, що проходить. За числом спектральних діапазонів розрізняють однохвильові та двохвильові, калориметричні та спектральні методи. Однопроменеві та двопробеневі за кількістю потоків енергії.

Кількість різноманітних за характеристиками потоків випромінювання, у фотометрах, визначає вид вимірюваного параметру. «Фотометричну складність» пристрою  $Q$  визначає кількість промінів [12]. Однохвильовим вважається фотометр який використовує один потік випромінювання  $Q=1$  (рис 2.1). Оптичні властивості відображаються безпосередньо в одному з параметрів (найчастіше амплітуда).

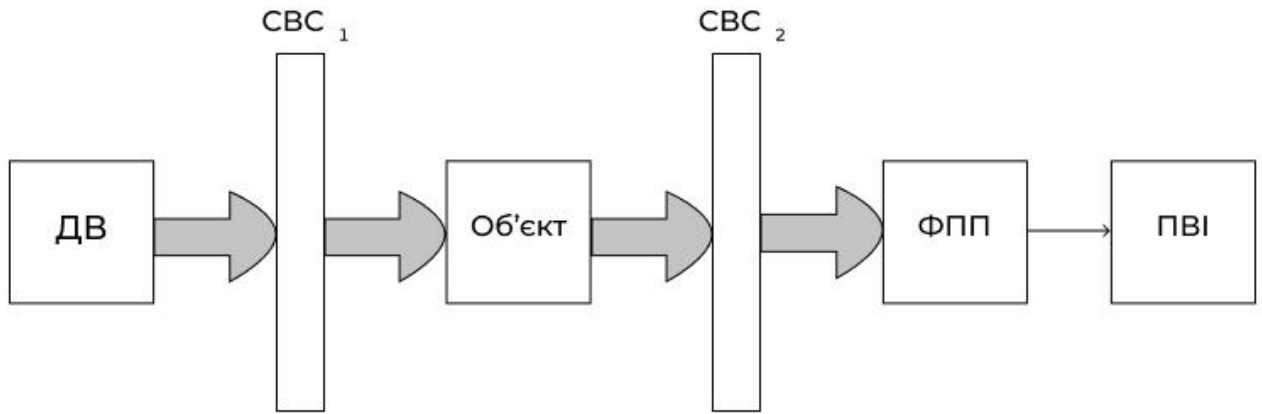


Рисунок 2.1 – Структура однохвильового пристрою

У схемі на рис. 2.1 від джерела випромінення світловий потік проходить через спектрально-виборчу систему СВС (світлофільтр), де виділяється потрібна смуга світлового випромінювання  $\Delta\lambda$  [13]. Після проходження через досліджуваний зразок (об'єкт) світловий потік надходить до другої спектрально-виборчої системи. Далі надходить на фотоприймальний пристрій ФПП. Після перетворення сигналу з ФПП остаточний результат на пристрої відображення інформації.

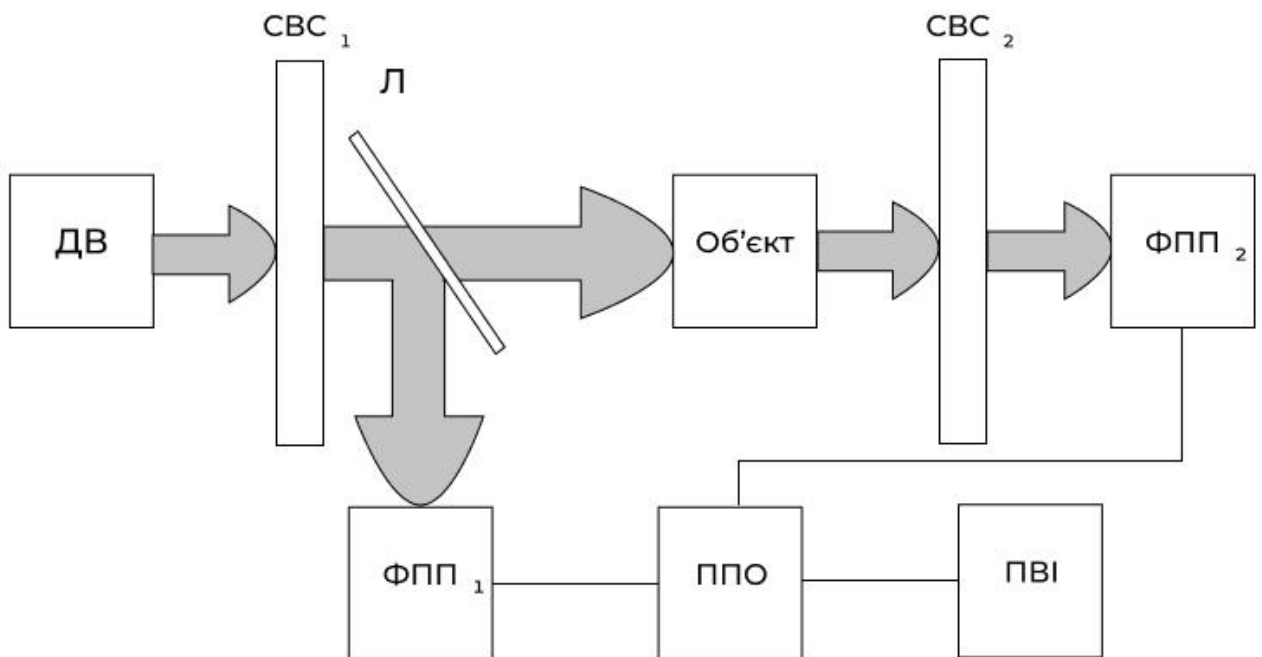


Рисунок 2.2 – Структура однохвильового пристрою з люстерком

В схемі рис. 2.2 від джерела випромінення світловий потік проходить через спектрально-виборчу систему СВС<sub>1</sub>. Для поділу потоків випромінення



використовують люстерко. Один з потоків випромінення надходить на об'єкт, потім розділений світловий потік надходить до другої спектрально-вибірчі системи СВС<sub>2</sub>. Далі надходить на фотоприймальний пристрій ФПП<sub>2</sub>. Другий потік одразу надходить на ФПП<sub>2</sub>. Сигнали порівнюються на пристрої первинної обробки ППО і остаточний результат надходить на пристрій відображення інформації.

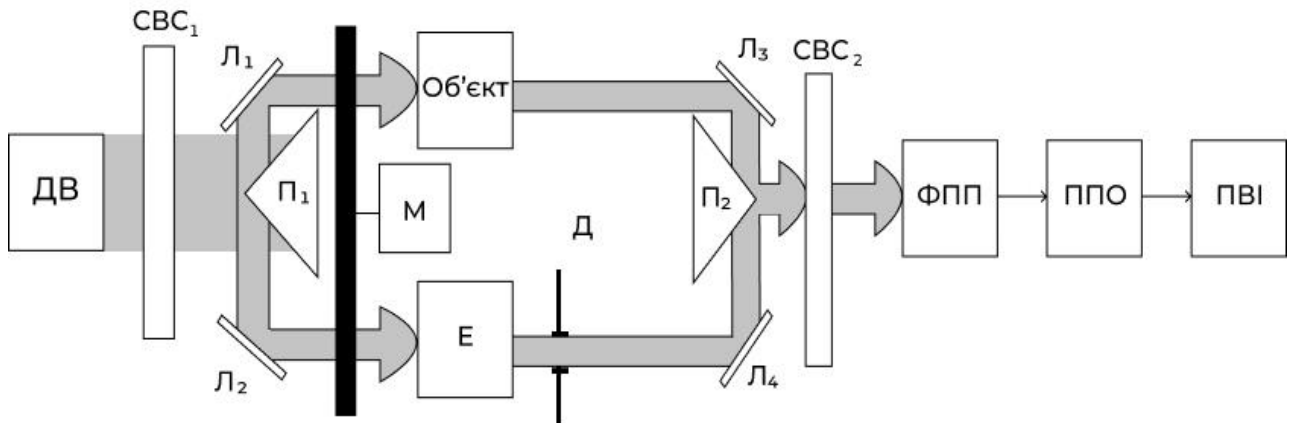


Рисунок 2.3 – Типова структура однохвильового пристрою

Від джерела випромінення світловий потік проходить через СВС<sub>1</sub>, проходить через оптичну частину схеми. В оптичну частину схеми включені дві призми, чотири люстерка, діафрагма та модулятор променевого потоку (рис. 2.3). Далі він проходить через СВС<sub>2</sub>, надходить на фотоприймальний пристрій ФПП. Після перетворення сигнал надходить на пристрій первинної обробки інформації та виходить на пристрій відображення.

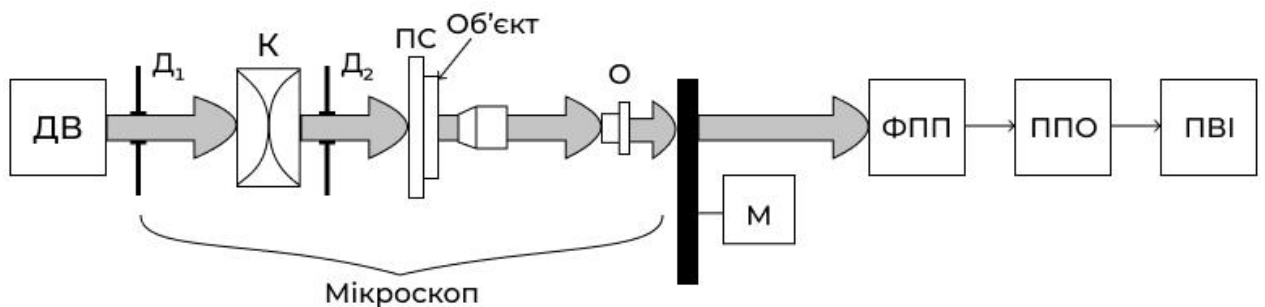


Рисунок 2.4 – Структура однохвильового пристрою з мікроскопом

На рис. 2.4 зображена структура однохвильового пристрою з оптичним мікроскопом. Від джерела випромінення потік випромінення надходить на мікроскоп, що містить дві діафрагми, конденсатор, предметний столик, об'єтив та модулятор. Далі потік надходить на фотоприймальний пристрій ФПП. Після перетворення сигналу з ФПП сигнал надходить на пристрій первинної обробки інформації та виходить на пристрій відображення.

В двоххвильових фотометрах використовують декілька оптичних каналів, які можуть мати різну «фотометричну складність». В них використовують два чи більше потоків випромінення з різноманітними властивостями.

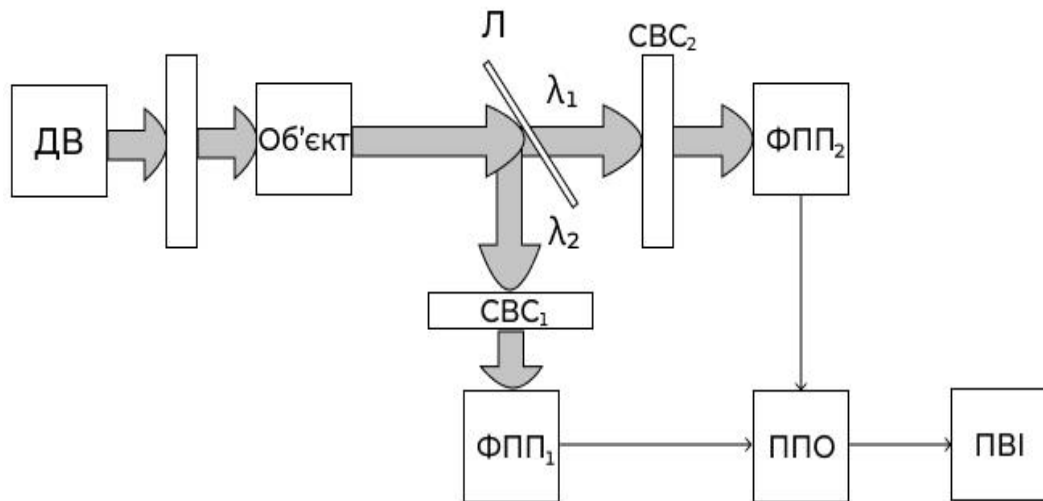


Рисунок 2.5 – Типова структура двоххвильового пристрою

У схемі використовують одне джерело випромінювання (рис. 2.5), щоб виділити дві спектральні області додано люстерко. За його допомогою виділяють необхідні області спектра випромінювання. Кожен з поділених сигналів надходить на спектрально-вибірчу систему (СВС<sub>1</sub> та СВС<sub>2</sub>). З фотоприймальних пристроїв (ФПП<sub>1</sub>, ФПП<sub>2</sub>) сигнал надходить на пристрій первинної обробки та пристрій відображення інформації.

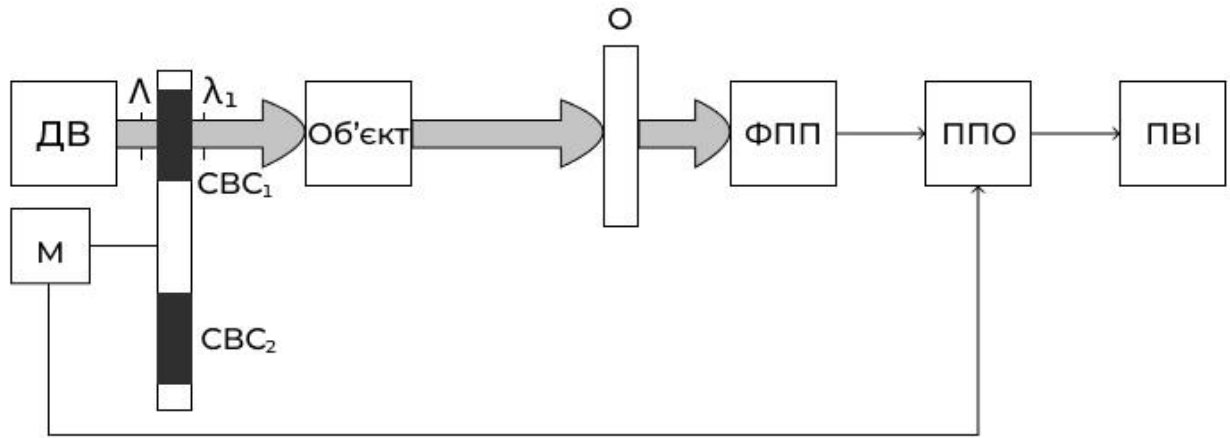


Рисунок 2.6 – Структура двохвильового пристрою

У схемі на рис. 2.6 використовують одне джерело випромінення. Потік випромінення переривається модулятором. Модулятор – це диск з вбудованим в нього оптичними спектрально-виборчими системами. Фільтри послідовно перетинають вихідний потік та формують необхідні потоки за спектром, коли диск обертається. Синхронно з диском працює пристрій первинної обробки сигналів.

Фотометр з трьома каналами називається колориметр. Його використовують для визначення кольору об'єкта. Кожний з каналів має «фотометричну складність»  $Q=1$ .

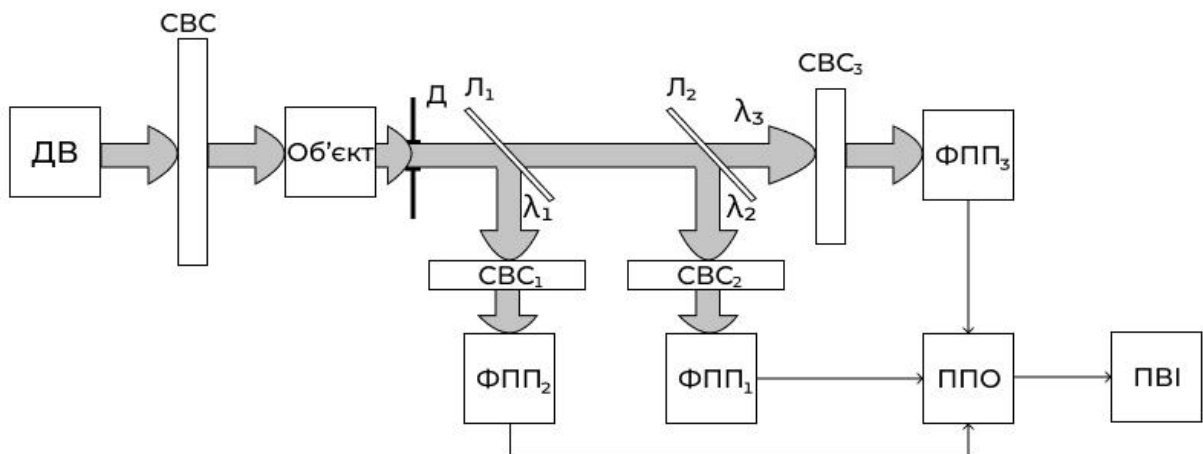


Рисунок 2.7 – Структура трьохканального однопроменевого пристрою

В схемі рис 2.7 використовують два люстерка для поділу спектральних зон, світлові потоки потрапляють на три оптичні коригувальні системи (СВС)

зі спеціально підібраними спектральними характеристиками пропускання і відбиття, а також використовують три фотоприймача. З усіх ФПП сигнал надходить на пристрій первинної обробки, і потім на пристрій відображення інформації.

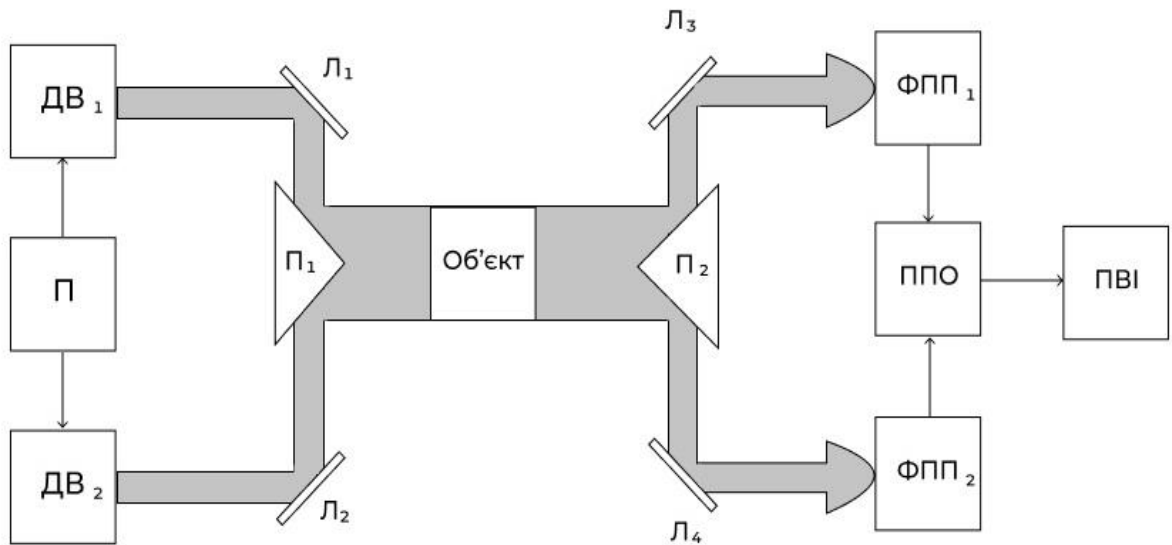


Рисунок 2.8 – Структура двохвильового пристрою

На рис. 2.8 в схемі пристрою використовують два джерела випромінювання та складну оптичну схему для управління потоками випромінювання через люстерка та призми.

У схемах двопробних пристроїв використовують випромінювання двох спектральних діапазонів. Тобто характеризують оптичні властивості досліджуваного середовища по відношенню до двох різних джерел променевої енергії.

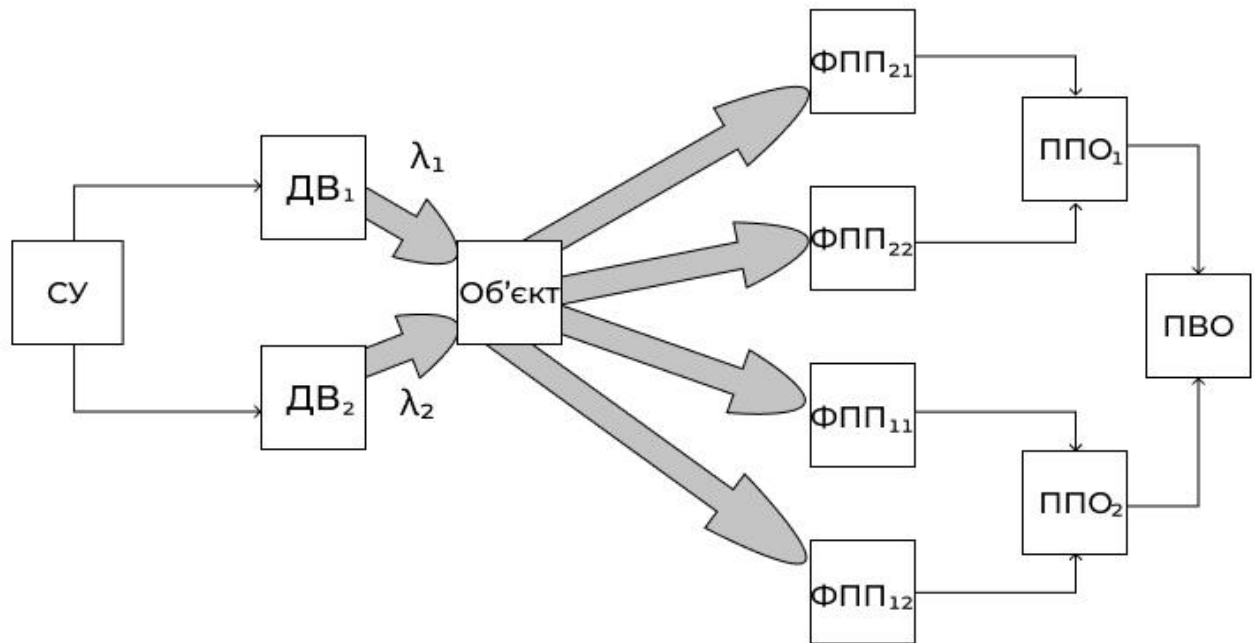


Рисунок 2.9 – Структура двохвильового пристрою

Променевий потік кожного спектрального діапазону, що проходить через об'єкт, падає на два фотоприймальні пристрої. Далі сигнал обробляється і відображається.

В структурній схемі пристрою присутні два випромінювача каналів та фотоприймач. Сигнали пульсових хвиль виділяють після підсилення та фільтрації.



Рисунок 2.10 – Структурна схема пульсового оксиметра

Потім вони перетворюються аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) в числові значення та використовуються процесором для розрахунку наповнення пульсу та величини сатурації крові  $SaO_2$  по калібрувальній кривій пульсоксиметра, яка закладена в пам'ять мікропроцесору [14].

За відношенням червоного та інфрачервоного потоків світла визначається ступінь насичення крові киснем, тому блок випромінювання сигналу має складатись з двох каналів.

## 2.2 Блок випромінювання сигналу

Кров володіє сильним світлорозсіюванням, це робить принципово можливими неінвазивне вимірювання з поверхні біотканини. Оптичні вимірювання можна проводити як у відбитому, так і в світлі, що пройшло.

Потік, що пройшов наскрізь, як правило, являє собою два різних потоки: потік світла, що пройшов наскрізь об'єкт практично без розсіювання, і

потік світла, багаторазово розсіяний в тканині, але вийшов з неї в тому ж напрямку, що і потік без розсіювання [15]. Потік в середовищі без розсіювання поширюється прямолінійно і послаблюється середовищем за експоненціальним законом Бугера-Ламберта-Бера. Якщо середовище є багатокомпонентним, в ньому міститься цілий набір речовин, і кожна речовина вносить свій окремий внесок в загальне поглинання випромінювання середовищем на обраній довжині хвилі  $\lambda$ .

Довжини хвиль в ділянках спектру з найбільшою різницею в поглинанні оксигемоглобіном і гемоглобіном – 660нм і 940нм, що відповідає червоному та інфрачервоному випромінюванню. Світло в цьому діапазоні добре проникає в біологічну тканину та взаємодіє з різними компонентами.

Для створення приладу необхідно використовувати мініатюрні джерела світла (червоні світлодіоди з внутрішніми системами лінзування для забезпечення вихідної потужності високої інтенсивності та інфрачервоні світлодіоди високого струму призначені для імпульсного режиму) і детектори.

У якості інфрачервоного світлодіоду використовуємо КМ-4457F3С. Габаритні розміри в дюймах показано на рис. 2.11 [16].

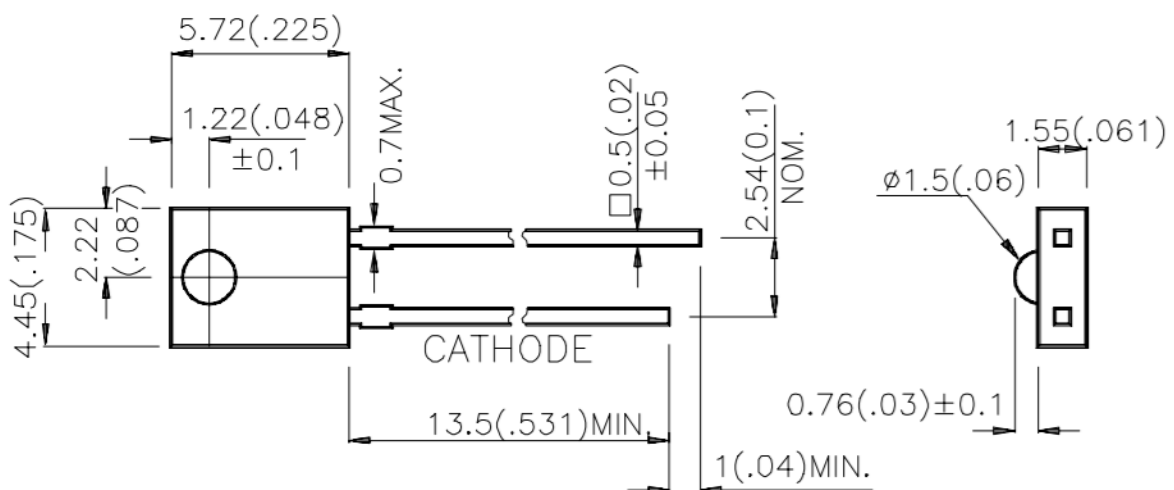


Рисунок 2.11 — Габаритні розміри інфрачервоного світлодіоду

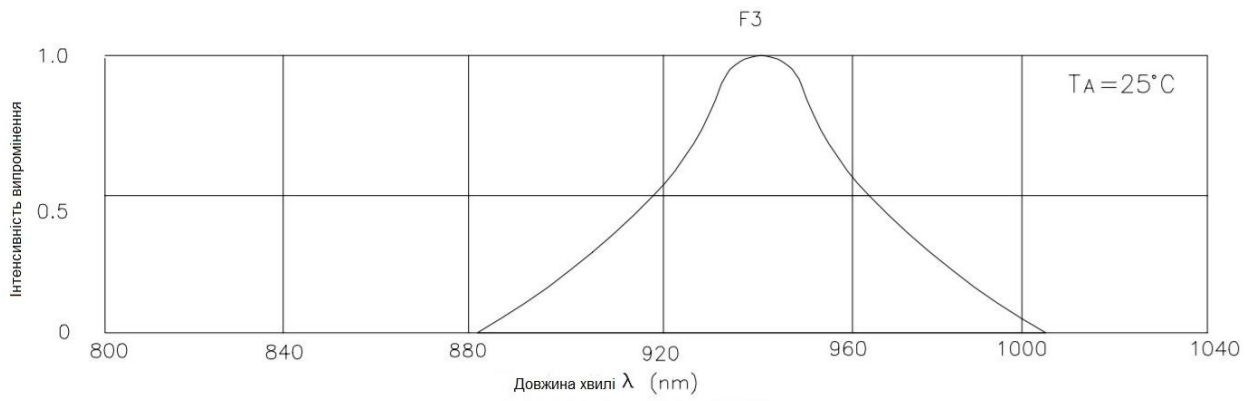


Рисунок 2.12 – Спектральна характеристика світлодіоду

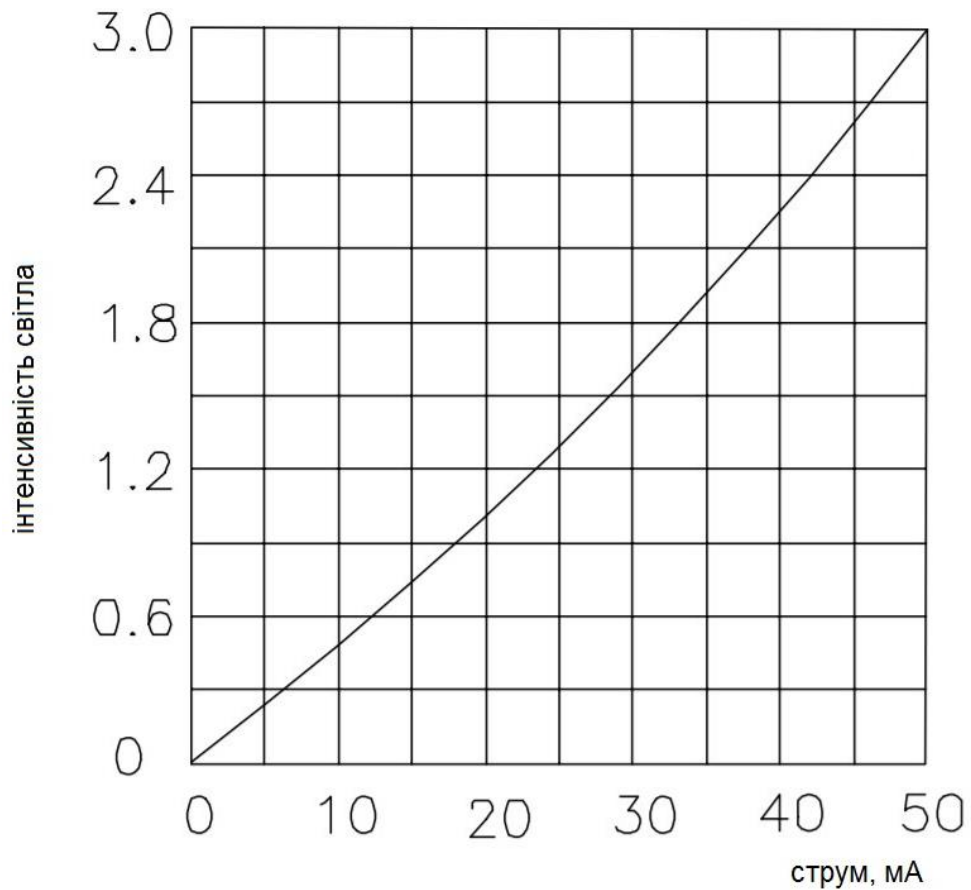


Рисунок 2.13 – Залежність інтенсивності світла від струму



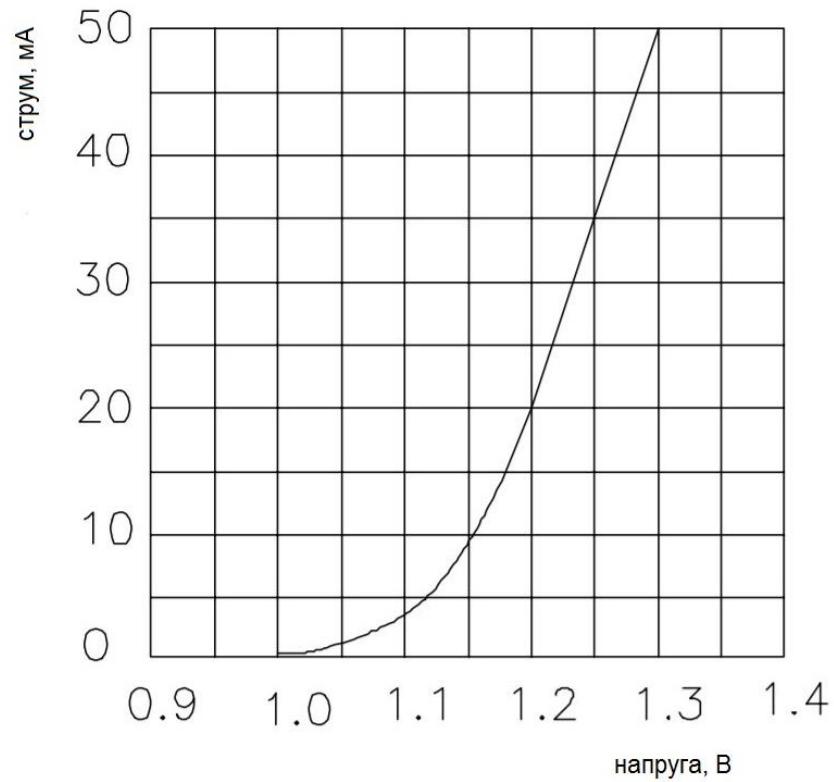


Рисунок 2.14 – Вольт-амперна характеристика світлодіода

Таблиця 2.1 – Параметри світлодіода

| Параметр                         | Значення |
|----------------------------------|----------|
| Пряма напруга                    | 1,2 В    |
| Зворотний струм                  | 10 мкА   |
| Ємність                          | 90 пФ    |
| Пікова спектральна довжина хвилі | 940 нм   |
| Спектральна пропускна здатність  | 50 нм    |

У якості червоного світлодіода використовуємо L-2060R. Габаритні розміри в дюймах показано на рис. 2.25 [17].



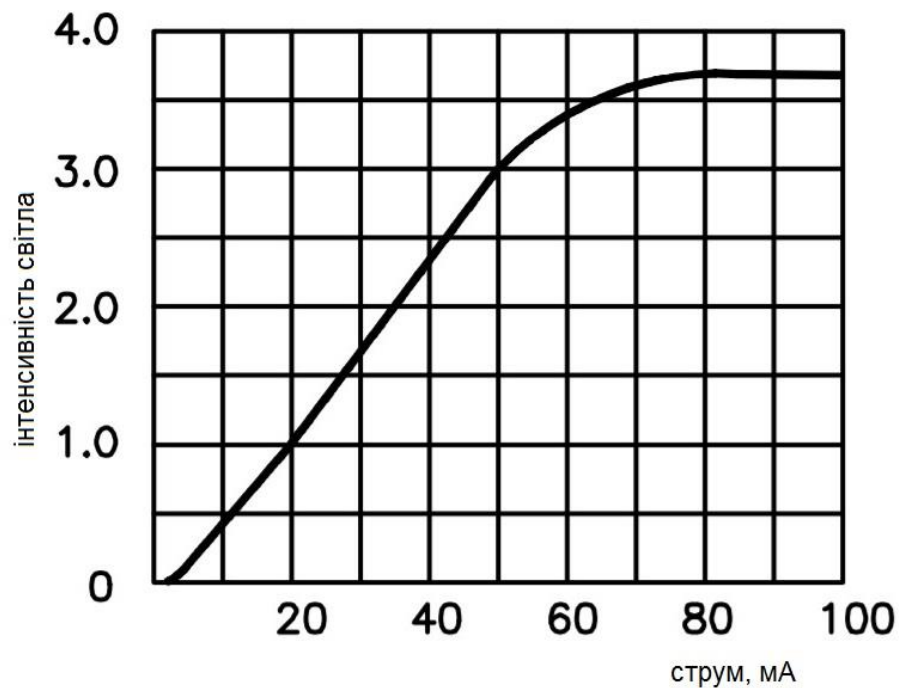


Рисунок 2.17 – Залежність інтенсивності світла від струму

Таблиця 2.2 – Параметри світлодіода

| Параметр                         | Значення |
|----------------------------------|----------|
| Пряма напруга                    | 2,1 В    |
| Зворотний струм                  | 10 мкА   |
| Ємність                          | 40 пФ    |
| Пікова спектральна довжина хвилі | 660 нм   |
| Спектральна пропускна здатність  | 20 нм    |

Якщо подавати імпульс на обидва джерела світла, можливо використувати один фотодетектор в датчику, оскільки кремнієві пристрої реагують на світло з довжинами хвиль видимого та ближнього інфрачервоного діапазону.

Використовують схеми синхронізації для подачі імпульсів 50 мкс на драйвери червоного і ближнього інфрачервоного діапазону з частотою повторення 1 кГц (така частота набагато перевищує максимальну частоту в артеріальному пульсі)

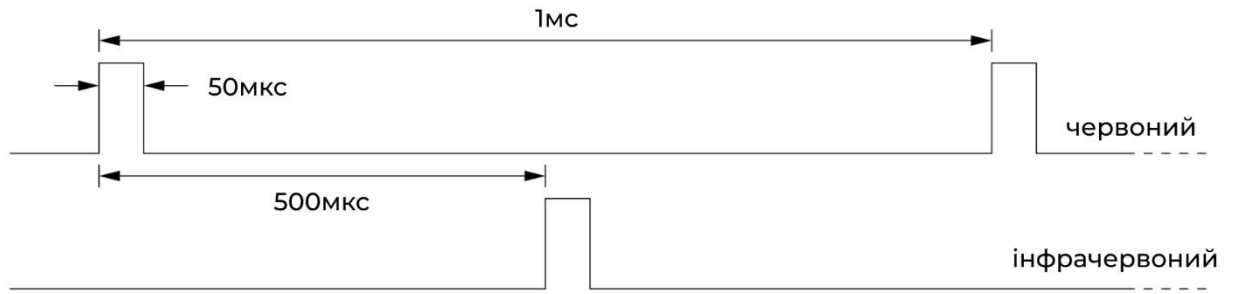


Рисунок 2.18 – Часові сигнали для світлодіодів

У такому режимі роботи світловий потік високої інтенсивності можливий завдяки використанню інфрачервоного світлодіода зі струмами до 1А протягом невеликого робочого циклу. Виявлене світло, підсилюється та перетворюється у напругу, за допомогою операційного підсилювача, що налаштований як перетворювач струму на напругу. У цей момент у ланцюзі сигнал подається на дві однакові секції, по одному на кожну із переданих довжин хвиль.

Потрібно відновлювати форму хвиль, тому використовуємо схему вибірки та зберігання [18]. Схеми синхронізації використовують для забезпечення керуючих імпульсів для відповідних схем вибірки та зберігання. Потім сигнали фільтрують за допомогою смугового фільтра (з частотою відсічки 0,5 Гц і 5 Гц), щоб видалити в першу чергу складову постійного струму і високочастотний шум. Отримані сигнали представляють серцево-синхронну інформацію у формі хвиль. Ці сигнали додатково посилюють перед цифровою обробкою.

Схема автоматичного контролю посилення ланцюга регулює інтенсивність світла від відповідного світлодіода так, щоб постійний струм завжди залишався на одному рівні незалежно від характеристик об'єкта. Завдяки схемі автоматичного контролю посилення ланцюга амплітуда сигналу змінного струму знаходиться у визначеному діапазоні та постійна складова червоного та інфрачервоного діапазону становить одне й те саме значення.

### 2.2.1 Джерело струму

Необхідне джерело постійного струму для управління світлодіодами. Так як польовий транзистор не споживає струм затвора, вихідний сигнал дискредитується без помилок, тому використовуємо схему на рис.2.19.

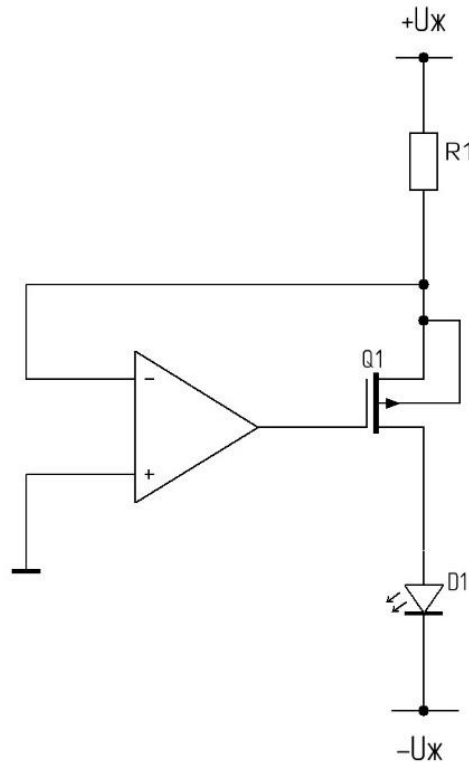


Рисунок 2.19 – Схема для управління світлодіодами

Будь-які відхилення від ідеальної поведінки відбуваються через нелінійності в резисторі та через дрейф у входному ланцюзі операційного підсилювача.

Підключення МОН-транзистор з n-каналом до світло діоду (щоб він повністю вимикався і вмикався імпульсами затвора) забезпечує імпульсний режим (рис.2.20). Обраний транзистор повинен витримувати максимальний струм, що протікає через світлодіод.

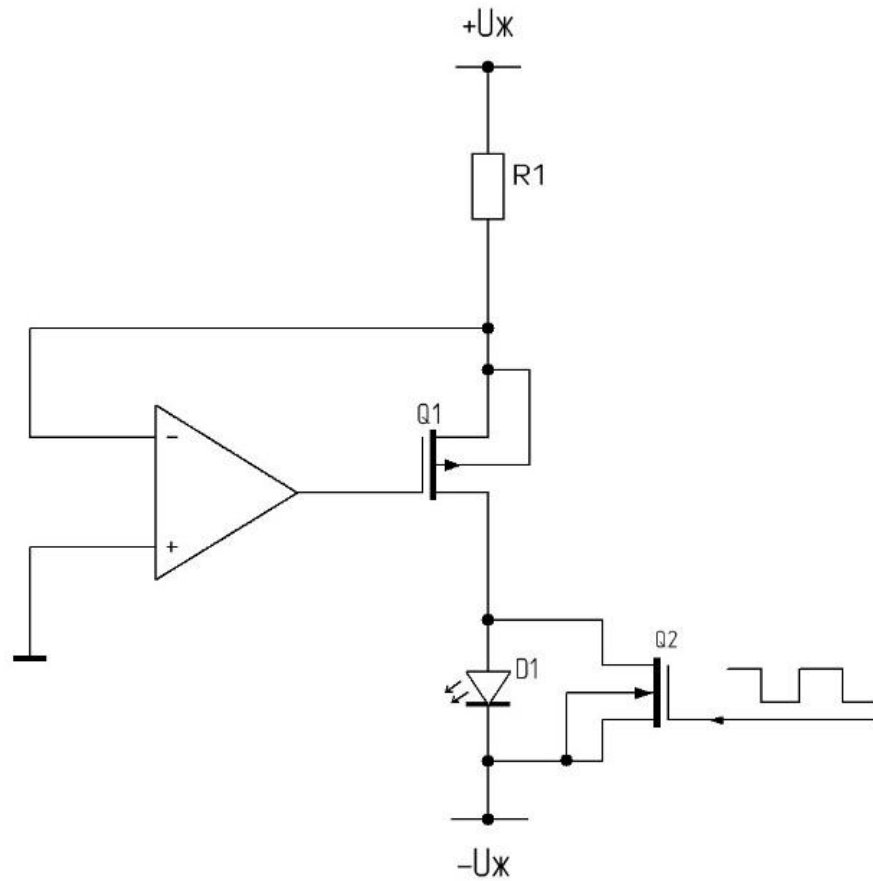


Рисунок 2.20 – Забезпечення імпульсного режиму

У якості ОП рекомендується брати малопотужні прецизійні ОП, тому було обрано підсилювач ADA4505-2 (рис.2.21). Це малопотужний підсилювач, що працює при живленні від 1,8 В до 5 В.

Основні електричні параметри ОП ADA4505-2 при значенні вхідної напруги 5В показані в табл. 2.3.

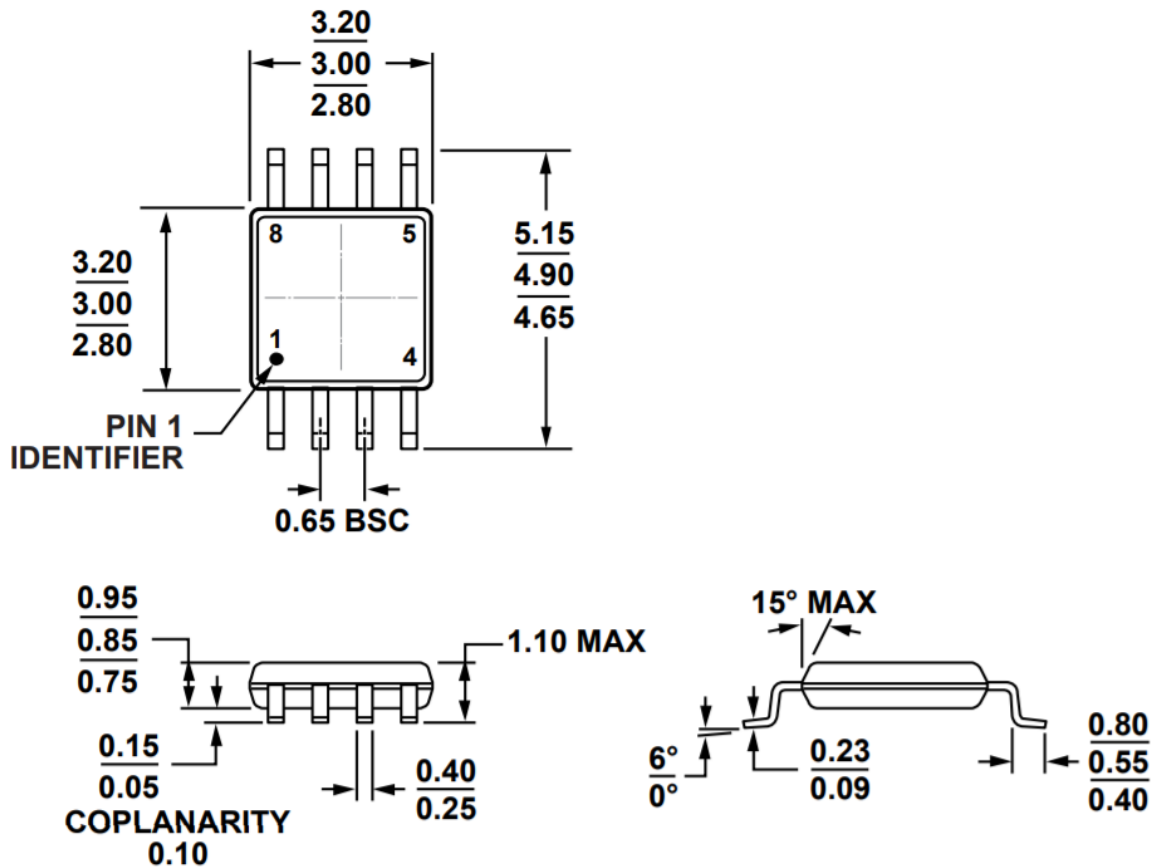


Рисунок 2.21 – Габаритні розміри

Таблиця 2.3 – Електричні характеристики підсилювача ADA4505-2

| Параметр               | Позначення | Умови  | Мін | Тип | Макс | Од. вимі-ру |
|------------------------|------------|--|-----|-----|------|-------------|
| Вхідні параметри       |            |  |     |     |      |             |
| Напруга зсуву          | $V_{зс}$   | $0\text{ В} \leq V_{см} \leq 5\text{ В}$                 |     | 0,5 | 3    | мВ          |
|                        |            | $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq +125^{\circ}\text{C}$ |     |     | 4    | мВ          |
| Вхідний струм зміщення | $I_z$      |  |     | 0,5 | 2    | пА          |
|                        |            | $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq +85^{\circ}\text{C}$  |     |     | 50   | пА          |
|                        |            | $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq +125^{\circ}\text{C}$ |     |     | 375  | пА          |

|                                      |          |  |      |      |    |     |
|--------------------------------------|----------|--|------|------|----|-----|
| Діапазон вхідної напруги             |          | $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq +125^{\circ}\text{C}$ | 0    |      | 5  | В   |
| Вхідний опір                         | $R_{ВХ}$ |  |      | 220  |    | кОм |
| Вхідна ємність диференційного режиму | $C_{ДР}$ |  |      | 2,5  |    | пФ  |
| Вхідна ємність загального вигляду    | $C_{ЗВ}$ |  |      | 4,7  |    | пФ  |
| Вихідні параметри                    |          |  |      |      |    |     |
| Вихідна напруга                      | $V_{ОН}$ | $R_L=100 \text{ кОм}$                                    | 4,98 | 4,99 | 5  | В   |
|                                      |          | $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq +125^{\circ}\text{C}$ | 4,98 |      | 5  | В   |
|                                      |          | $R_L=10 \text{ кОм}$                                     | 4,9  | 4,95 | 25 | В   |
|                                      |          | $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq +125^{\circ}\text{C}$ | 4,9  |      | 25 | В   |

ADA4505-2 має дуже низький струм зміщення, при цьому працюючи зі струмом живлення менше 10 мкА на підсилювач [19]. Ця комбінація функцій робить підсилювач ідеальним вибором для пристроїв, що працюють від акумуляторів, оскільки вони мінімізують помилки внаслідок змін напруги джерела живлення протягом усього терміну служби акумулятора.

### 2.2.2 Джерело опорної напруги

ADR15811 – забезпечує точну потужність 1,250 В для вхідних струмів від 60 мкА до 10 мА. Завдяки низькому мінімальному робочому струму його використовують в акумуляторних системах на 3 В або 5 В.



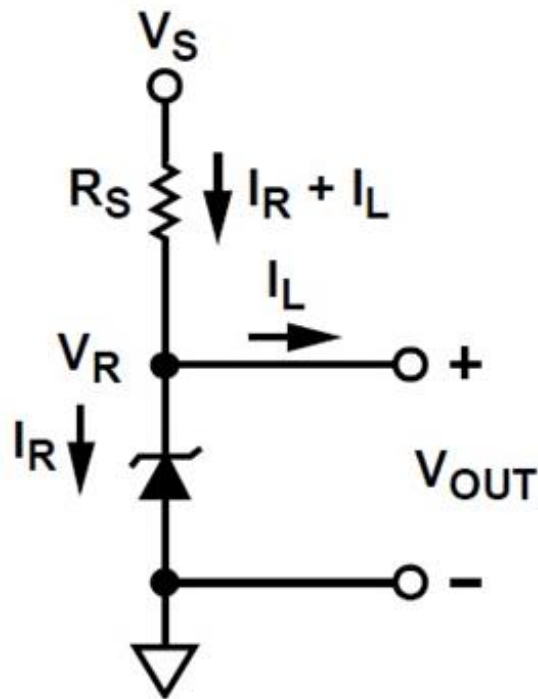


Рисунок 2.22 – Типова схема підключення ADR1581

Технічні характеристики представлено у таблиці 2.4

Таблиця 2.4 – Технічні характеристики ADR1581

| Параметр   |                                  | Значення     |
|--|----------------------------------|--------------|
| Зворотня вихідна напруга   |                                  | 1,250 В      |
| Зворотня напруга (температурний дрейф - 40°C..+85°C)             |                                  | 100 ppm/°C   |
| Мінімальний оперативний струм (температурний дрейф -40°C..+85°C) |                                  | 600 мкА      |
| Зміна зворотної напруги зі зворотнім струмом:                    | 60 мкА < I <sub>вх</sub> < 10 мА | 2,5 мВ       |
|  | 60 мкА < I <sub>вх</sub> < 1 мА  | 0,8 мВ       |
| Робочий діапазон   |                                  | -55...+125°C |

Для роботи ADR1581 як звичайного шунтуючого регулятора зовнішній послідовний резистор підключений між напругою живлення та ADR1581. Для даної напруги живлення послідовний резистор  $R_S$  визначає зворотний

струм, що протікає через ADR1581 [20]. Значення  $R_S$  слід вибирати, щоб врахувати очікувані зміни напруги живлення ( $V_S$ ), струму навантаження ( $I_L$ ) та зворотної напруги ( $V_R$ ), зберігаючи при цьому прийнятний зворотний струм ( $I_R$ ) через ADR1581.

Мінімальне значення для  $R_S$  слід вибирати, коли  $V_S$  є мінімальним, а  $I_L$  і  $V_R$  максимальні, зберігаючи мінімально прийнятний зворотний струм. Значення  $R_S$  має бути достатньо великим, щоб обмежувати  $I_R$  до 10 мА, коли  $V_S$  максимальна, а  $I_L$  і  $V_R$  – мінімальні.

Рівняння для вибору  $R_S$  таке:

$$R_S = (V_S - V_R) / (I_R + I_L). \quad (2.1)$$

Згідно з табл. 2.4  $V_R=1,25$  В. Обираємо  $I_L=-9,93$  мА.

Підставляємо значення в рівняння:

$$R_S = (5 - 1,24) / (10 \cdot 10^{-3} - 9,93 \cdot 10^{-3}) = 3,76 / (0,07 \cdot 10^{-3}) = 53,6 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

Отже, обираємо  $R_S=56$ кОм. Габаритні розміри в мм показано на рис.

2.23.

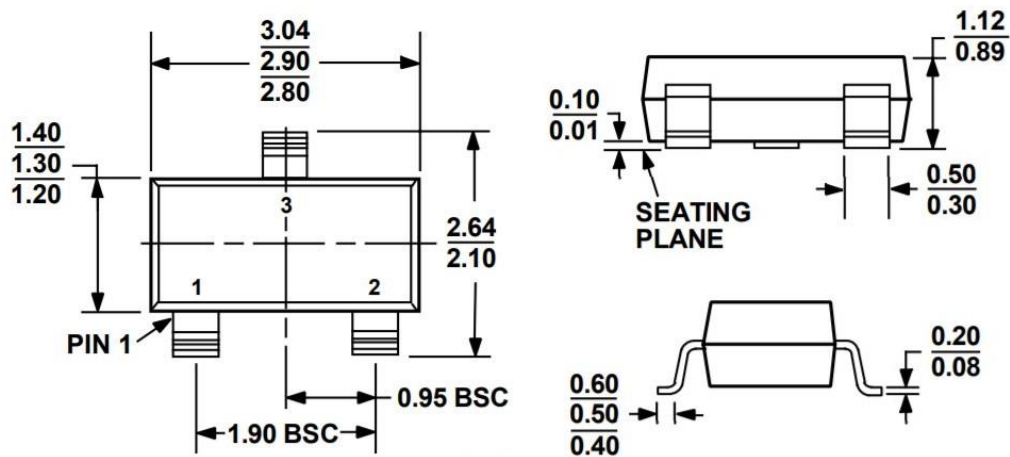


Рисунок 2.23 – Габаритні розміри ADR1581

### 2.2.3 Перемикач

У якості перемикача обрано ADG1636 (рис 2.24). Завдяки йому забезпечується циклічна робота світлодіодів.

ADG1636 – це пристрій, що містить два незалежно обраних перемикачів. Вхід EN використовується для ввімкнення або вимкнення пристрою. Якщо вимкнено, усі канали вимикаються. Кожен перемикач працює однаково добре в обох напрямках, коли він увімкнений, і має діапазон вхідного сигналу, який поширюється на джерела живлення. У вимкненому стані рівні сигналу до джерел живлення блокуються.

Наднизький опір цього перемикача робить його ідеальним рішенням для збору даних та посилення перемикання програм, де низький опір і спотворення є критичним.

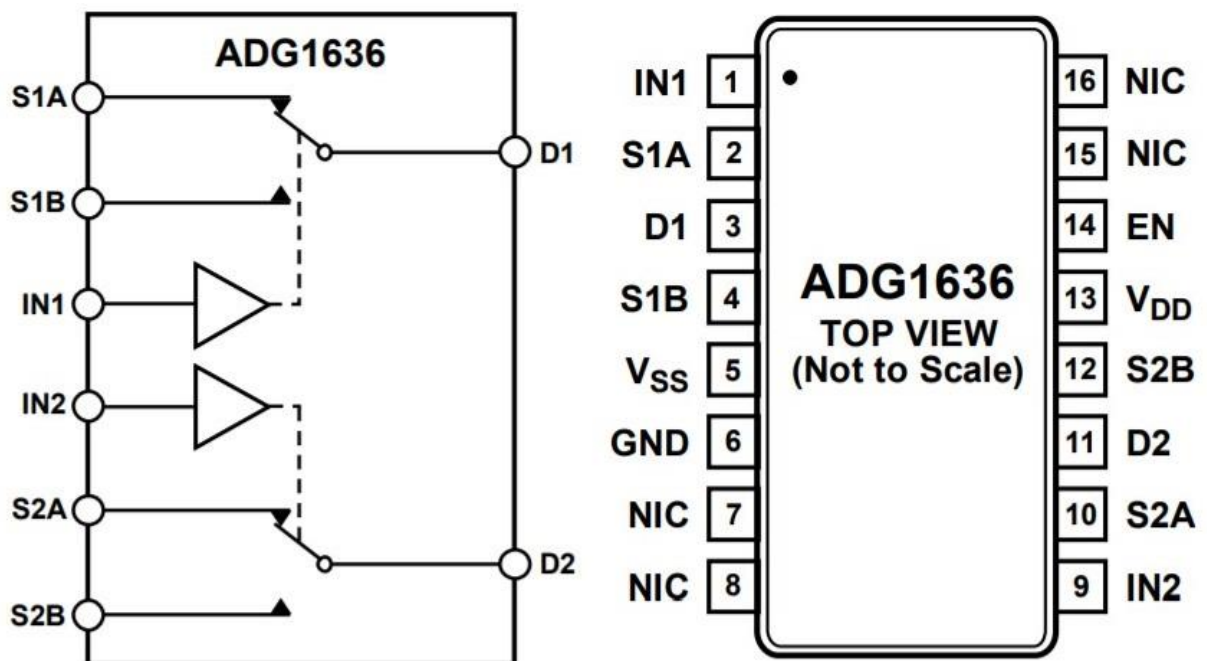


Рисунок 2.24 – Блок-схема та конфігурація виводів перемикача ADG1636

Забезпечується наднизьке розсіювання потужності, завдяки чому пристрої ідеально підходять для портативних приладів та приладів, що працюють від акумуляторів [21].

Таблиця 2.5 – Характеристики перемикача при 5 В

| Параметр                                   | 25°C       | -40 +125°C | Значення |
|--|------------|------------|----------|
| Аналоговий діапазон сигналу                |            | 0 до VDD   | В        |
| Опір $R_{on}$                              | 1,7        |            | Ом typ   |
|  | 2,15       | 2,7        | Ом max   |
| Опір між каналами $\Delta R_{on}$          | 0,05       |            | Ом typ   |
|  | 0,09       | 0,15       | Ом max   |
| Опір в площинності RFLAT(ON)               | 0,4        |            | Ом typ   |
|  | 0,53       | 0,6        | Ом max   |
| <b>ВИТІК СТРУМУ</b>                        |            |            |          |
| Джерело витоку в стані ВИКЛ $I_s$<br>(Off) | $\pm 0.05$ |            | нА typ   |
|  | $\pm 0.25$ | $\pm 4$    | нА max   |
| Повний витік, $I_D$ (Off)                  | $\pm 0.05$ |            | нА typ   |
|  | $\pm 0.25$ | $\pm 10$   | нА max   |
| Канал витоку, $I_D, I_s$ (On)              | $\pm 0.1$  |            | нА typ   |
|  | $\pm 0.6$  | $\pm 12$   | нА max   |

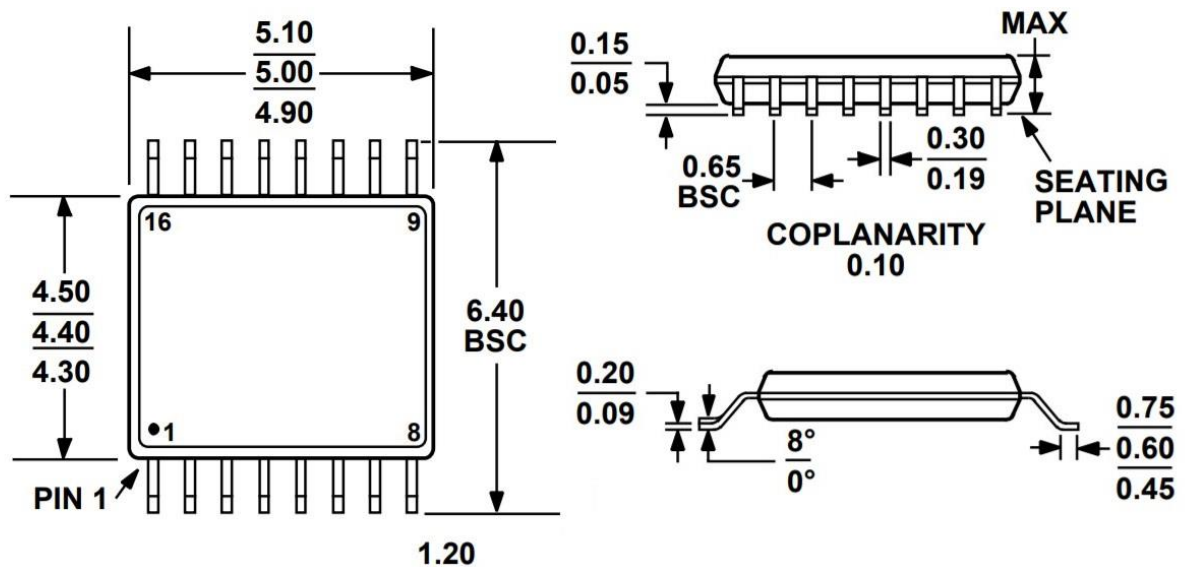


Рисунок 2.25 – Габаритні розміри перемикача ADG1636

Габаритні розміри перемикача в мм показано на рисунку 2.25.

## 2.2.4 Структура схема блоку випромінювача

Структурну схему блоку випромінювача показано на рис. 2.26. Джере-ла постійного струму дозволяють 10,3 мА та 15,2 мА протікати через червоний світлодіод та інфрачервоний світлодіод відповідно.

Щоб збільшити час автономної роботи, поточні пристрої включаються лише за потреби. Половина аналогового перемикача ADG1636 SPDT використовується для підключення або відключення опорної напруги 1,25 В до кожного струмового ланцюга або від нього.

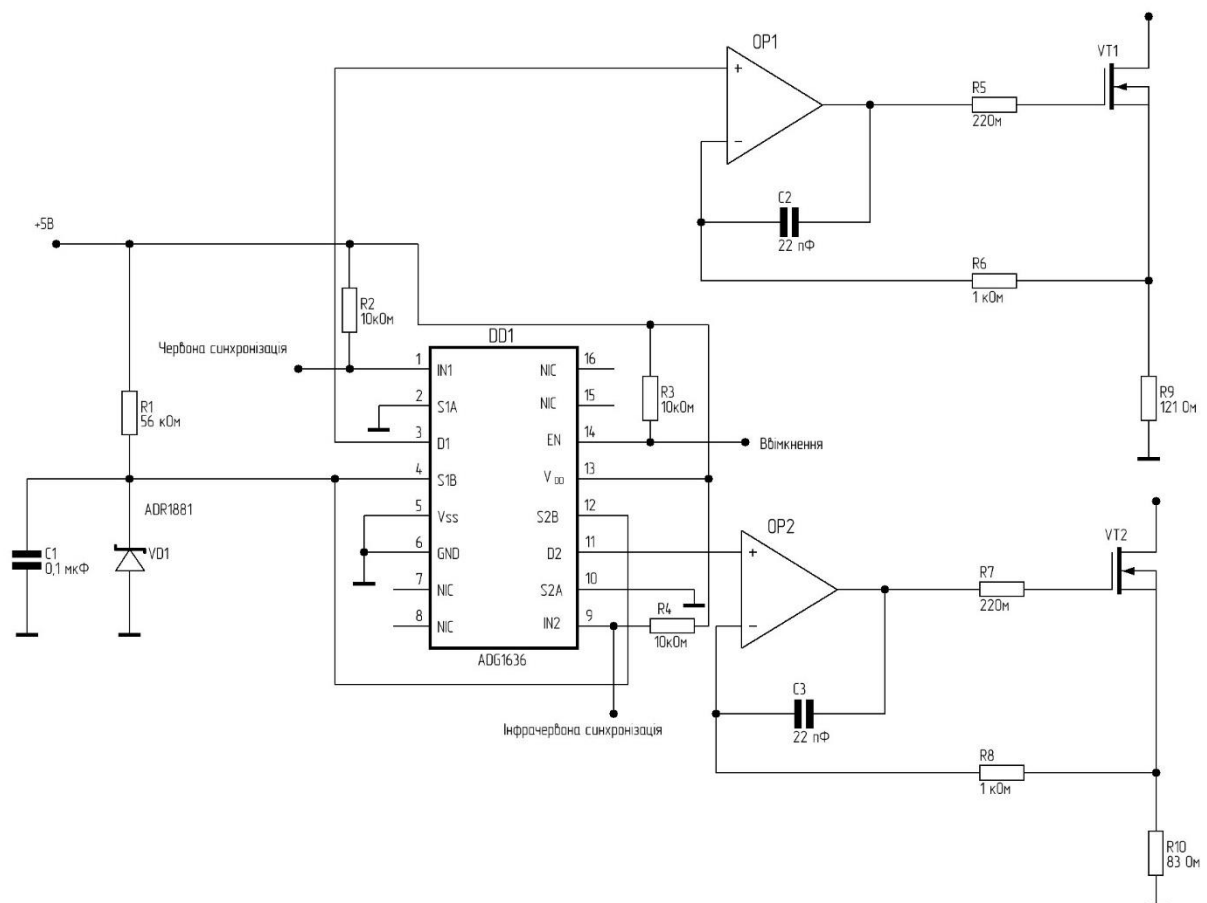


Рисунок 2.26 – Структурна схема блоку випромінювання

Коли на відповідні світлодіоди подається струм, опорна напруга ADR1581 подає напругу 1,25 В на підсилювач ADA4505-2. N-канальний МОП-транзистор IRLMS2002, який знаходиться всередині контуру зворотного зв'язку операційного підсилювача, що призводить до напруги на резис-

торі (121 Ом або 82,5 Ом) рівно 1,25 В і, в свою чергу, встановлює джерела струму 10,3 мА або 15,2 мА відповідно. ADA4505-2 діє як буфер опорної напруги і поточного контролю перемикача.

Рівняння, яке встановлює кожне поточне значення поглинання:

$$I = \frac{(V_{REF} \ominus V_{OS})}{R_S} \ominus I_D, \quad (2.2)$$

де  $V_{REF}=1,25$  В – опорна напруга;

$R_S=121$  Ом або 82,5 Ом – поточні резистори;

$V_{OS}$  – напруга зсуву в ADA4505-2;

$I_D$  – струм зміщення.

Якщо струм подається на кожний ADA4505-2, то він подається на певну кількість часу. Цей час встановлюється робочим циклом сигналу (контакт IN1 та контакт IN2 перемикачів ADG1636) [22]. Ці форми сигналів являють собою імпульси з робочим циклом приблизно 25% і періодом 1 мс (1 кГц), що означає, що кожен струм потоку включається протягом 250 мкс за період 1 мс. Типова часова характеристика цих червоних та інфрачервоних поглиначів струму показано на рис. 2.27.

Це дає в цілому менше 6,5 мА живлення 5 В, що необхідний для отримання значень. ADA4505-2, ADR1581, ADG1636 – додають незначне навантаження на батарею.

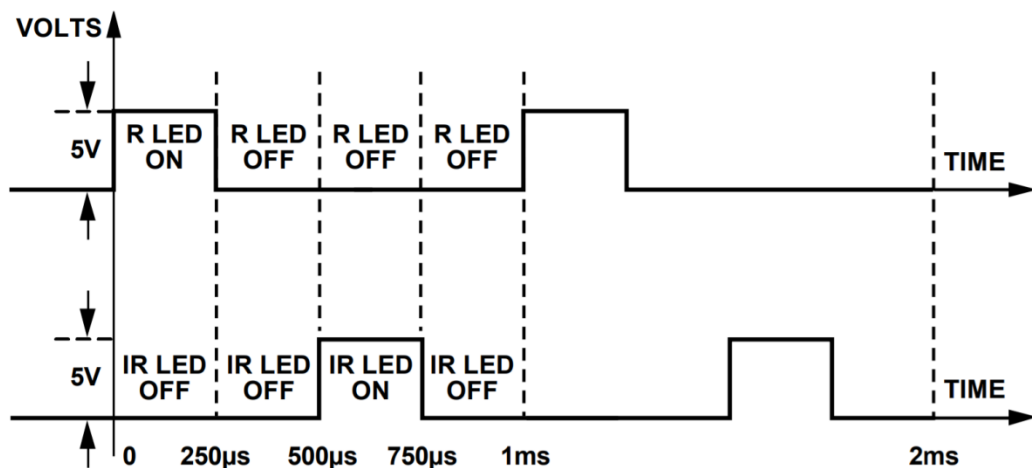


Рисунок 2.27 – Часова характеристика

Конденсатори на 22 пФ покращують стабілізацію (компенсація в контурі) підсилювачів ADA4505-2. Резистори зворотного зв'язку 1 кОм забезпечують деяке обмеження струму в інвертуючих виводах підсилювачів. Резистори 22 Ом, послідовно з виходами ADA4505-2, слугують двом цілям: запобігання можливим коливанням при русі вхідної ємності N-каналу MOSFET IRLMS2002; послабити деяку перехідну реакцію MOSFET-каналів N-каналу, коли MOSFET-сигнали вмикаються та вимикаються.

### 2.3 Блок приймача сигналу

Фотодіод потрібно обирати таким чином, щоб мати широкий діапазон спектрального відгуку. Так він може розпізнавати обидва спектра випромінювання.

BPW34 володіє широким спектральним діапазоном (600-1050 нм), високошвидкісний та високочутливий PIN-фотодіод у мініатюрній плоскій пластиковій упаковці [23]. Пристрій чутливий до видимого та інфрачервоного випромінювання. Велика активна площа в поєднанні з плоским корпусом забезпечує високу чутливість під широким кутом огляду.

На рис. 2.23 зазначено габаритні розміри у мм.

Таблиця 2.3 – Основні параметри фотодіода

| Параметр                                     | Значення    |
|--|-------------|
| Пробивна напруга                             | 60 В        |
| Область спектральної фото чутливості, мкм    | 600-1050 нм |
| Зворотний темний струм                       | 30 нА       |
| Кут половинної чутливості                    | 65°         |
| Найбільша постійна робоча (зворотня) напруга | 60 В        |

Робочий інтервал температури навколишнього середовища

-55...+100°C

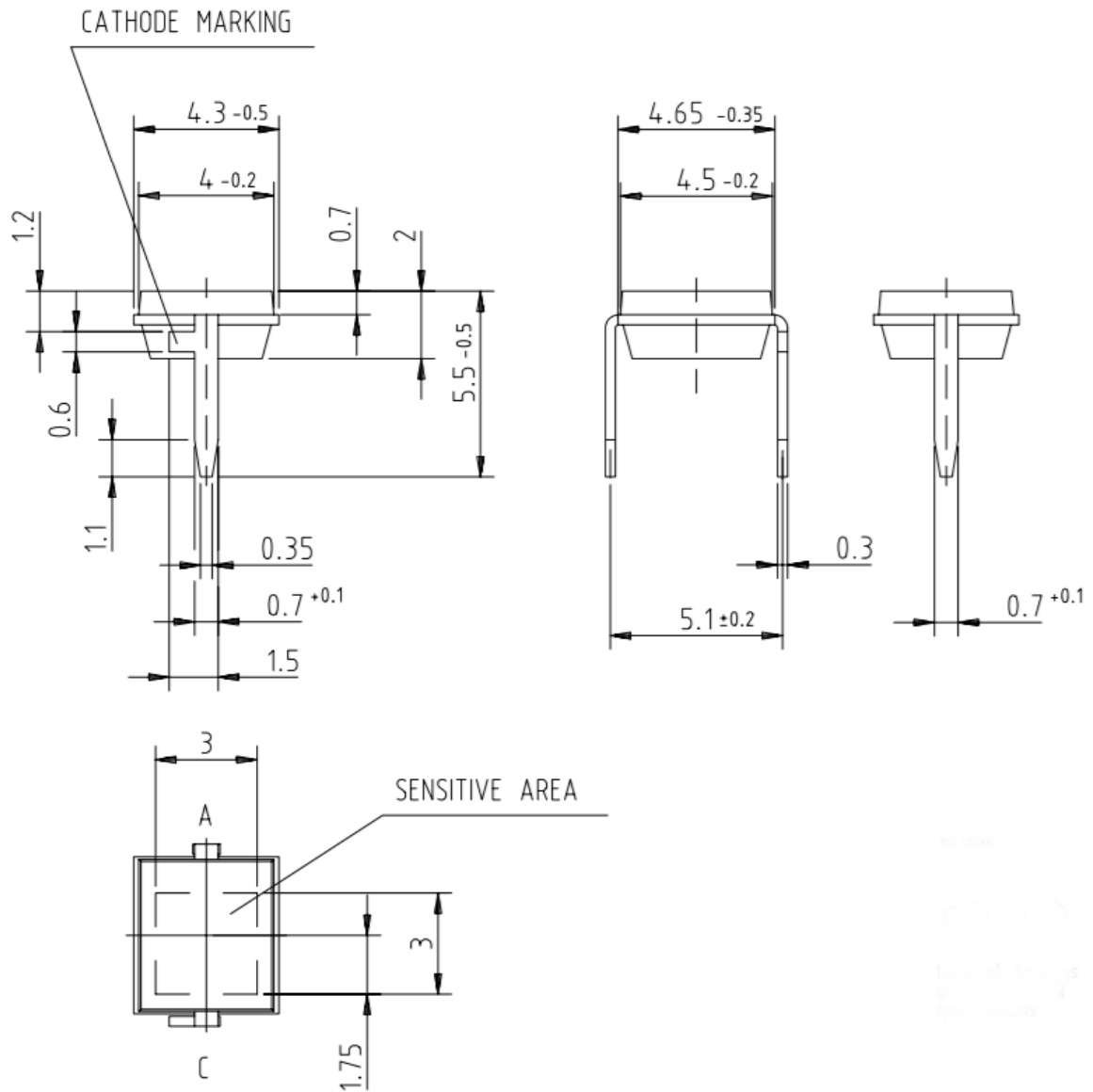


Рисунок 2.23 – Габаритні розміри фотодіоду

Інтенсивність світла залежить не тільки від інтенсивності падаючого на нього світла, але і від інших факторів, таких як непрозорість шкіри, відбиття світла на кістках і тканинах і кількість крові в судинному руслі.



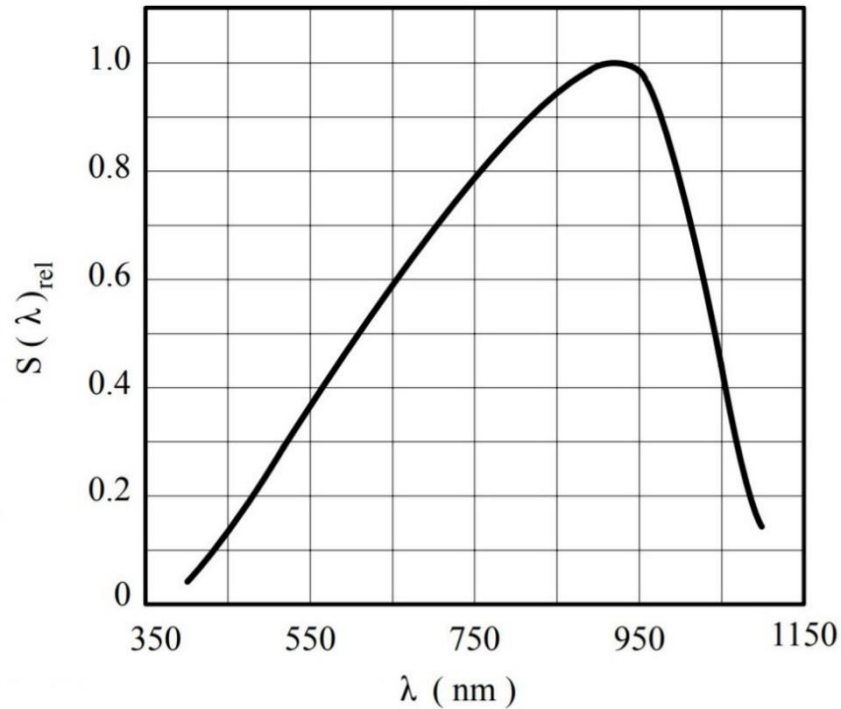


Рисунок 2.24 – Типова спектральна характеристика фотодіода

Сигнал, що виходить з фотодіода, є сигналом струму, тому його потрібно перетворити в напругу.

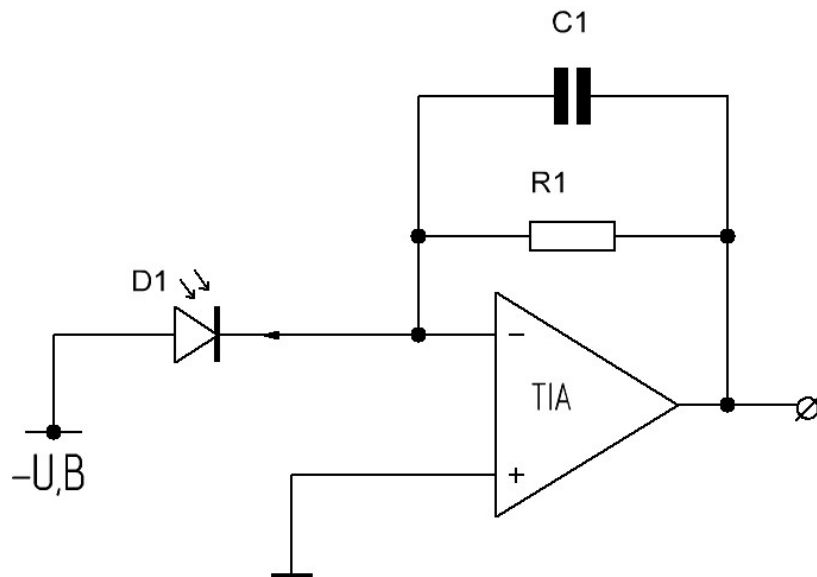


Рисунок 2.25 – Перетворювач струму в напругу в ланцюзі

Для посилення сигналу фотострум повинен бути перетворений у напругу з помірним вихідним імпедансом; це досягається за допомогою схеми, зображеної на рис. 2.25. Струм, прикладений до інвертуючого виводу, підси-

лювача, буде перетворений в еквівалентну напругу на виході. Вхідний опір підсилювача настільки високий, що весь струм від фотодіода повинен проходити через резистор зворотного зв'язку [24]. Тому коефіцієнт підсилення трансімпедансного підсилювача визначається резистором зворотного зв'язку ( $1 \text{ Мом}$ ). Якщо струм від катода фотодіода становить  $I$ , вихідна напруга буде задаватися рівнянням

$$V_{\text{out}} = I \cdot R. \quad (2.3)$$

Вихідна напруга не тільки залежить від резистора зворотнього зв'язку  $R_1$ , але також має відношення до значення конденсатора зворотного зв'язку  $C_1$ . Смуга пропускання схеми залежить від значення конденсатора зворотного зв'язку  $C_1$ , тому це значення конденсатора може змінити смугу пропускання всього ланцюга. Частота зрізу  $f_{\text{зр}}$  задається за допомогою рівняння (2.4).

$$\text{-----}$$

Для стабільної роботи схеми у всій смузі пропускання є формула (2.5) для розрахунку значення конденсатора для необхідної смуги пропускання:

$$\frac{\text{-----}}{\& \text{-----}}$$

де  $R_1$  - резистор зворотного зв'язку;  $f_{\text{зр}}$  - необхідна частота смуги пропускання.

На низьких частотах вхідний сигнал передається безпосередньо на вихід з коефіцієнтом підсилення операційного підсилювача, поки він не досягне граничної частоти.

У якості операційного підсилювача було обрано LM358, основні параметри якого наведено у табл 2.4. Цей пристрій складається з двох незалежних високочастотних підсилювачів з компенсацією частоти. Призначений для роботи від одного джерела живлення в широкому діапазоні напруг [25]. Цим пристроєм можна керувати безпосередньо від стандартного 5-вольтового джерела живлення, що використовується в цифрових системах, і він може

легко забезпечити необхідну інтерфейсну електроніку без додаткових  $\pm 5$ -вольтових джерел живлення.

Таблиця 2.4 – Основні параметри операційного підсилювача

| Параметр                            | Значення   |
|-------------------------------------|------------|
| Напруга живлення                    | 3 В        |
| Споживаний струм                    | 0,7 мА     |
| Напруга зсуву                       | 3 мВ       |
| Струм зміщення компенсації по входу | 2 нА       |
| Вхідний струм зміщення              | 20 нА      |
| Швидкість наростання на виході      | 0,3 В/мс   |
| Струм на виході                     | 30-40 мА   |
| Максимальна частота                 | 07-1,1 МГц |
| Коефіцієнт диференційного посилення | 100 дБ     |
| Робоча температура                  | 0...+70 °  |

Принципову схему підсилювача показано на рис 2.26.

На рис.2.27 показано габаритні розміри операційного підсилювача LM358 у мм.

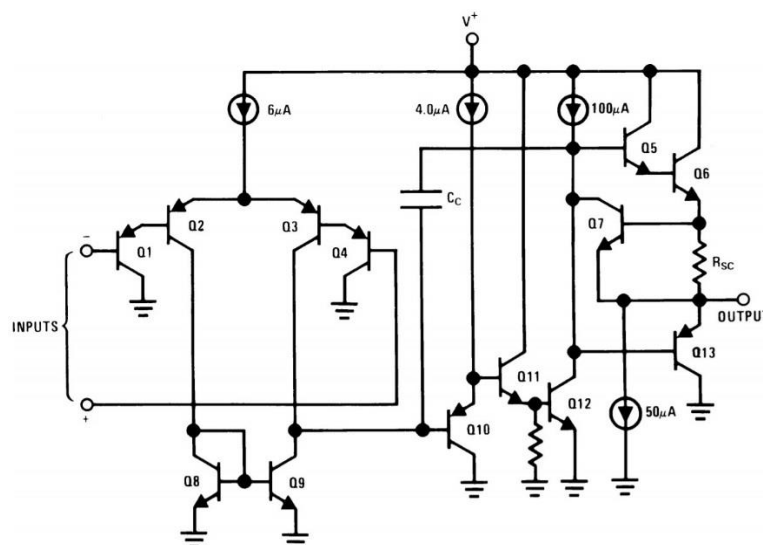


Рисунок 2.26 – Принципова схема підсилювача

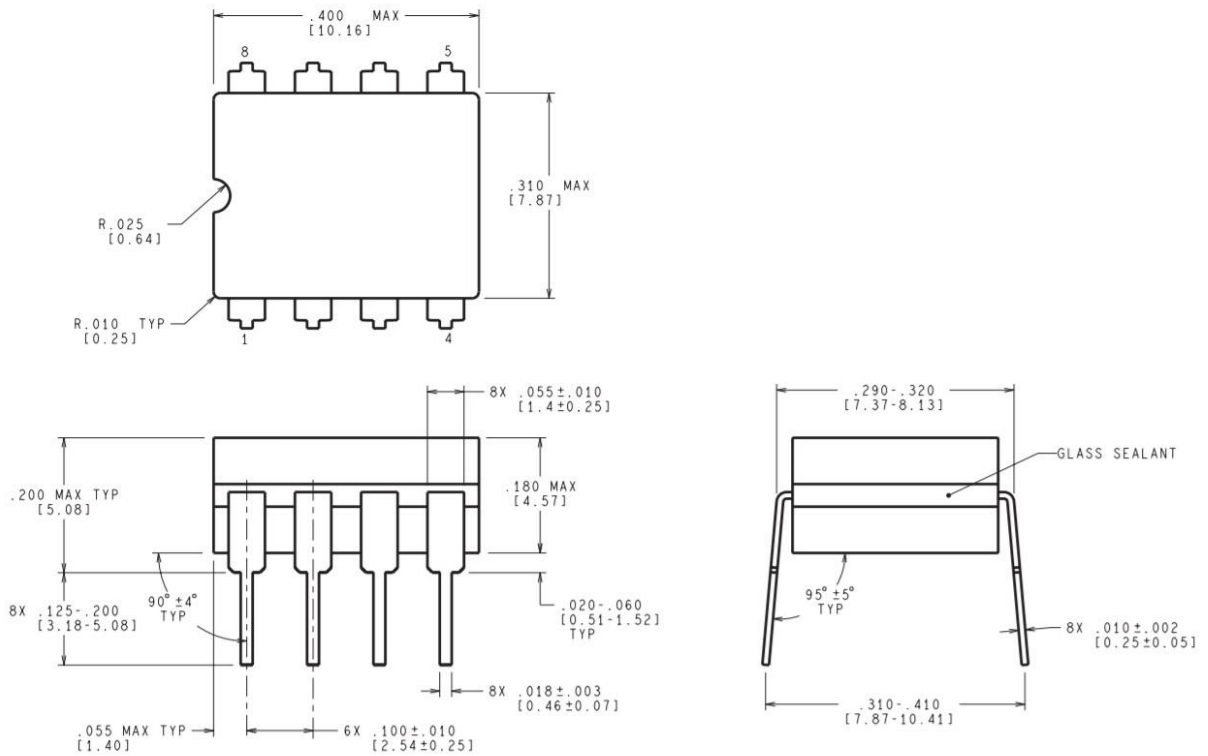


Рисунок .2.27 – Габаритні розміри операційного підсилювача

## 2.4 Блок фільтрації

Смуговий фільтр пропускає всі частоти в смузі між нижньою і верхньою частотою зрізу  $f_{cp1}$  і  $f_{cp2}$ . Всі частоти нижче  $f_{cp1}$  і  $f_{cp2}$  загашаються.

При розрахунку фільтрів та зображень їх частотних характеристик часто на практиці використовують логарифмічні шкали. Коефіцієнт підсилення

$A$  в логарифмічній шкалі виражається в децибелах  $A$  (дБ) =  $20 \cdot \lg A$ , де  $A$  – числове значення коефіцієнта підсилення.

У порівнянні з пасивними фільтрами активні фільтри мають ряд переваг. По-перше, активні фільтри можуть бути також і підсилювачами, тобто максимальне значення АЧХ, на відміну від пасивних фільтрів, може бути більшим за одиницю. По-друге, для того щоб отримати більшу крутизну АЧХ, тобто зробити фільтр більш виборчим, потрібно збільшити порядок фільтра. Для пасивних фільтрів це означає появу в схемі двох реактивних елементів:

конденсатора і котушки індуктивності. Як ми побачимо в роботі, фільтри вищих порядків на основі ОУ можна отримати без використання котушок індуктивності (на відміну від пасивних схем), що дозволяє отримувати дешеві мініатюрні пристрої і застосовувати технологію інтегральних схем. По-третє, великий вхідний і малий вихідний опір ОУ дозволяють конструювати фільтри методом каскадного включення.

Використовуючи різні комбінації включення пасивних ланок першого і другого порядків, можна реалізувати практично будь-яку АЧХ і ФЧХ, що задовольняють умовам. Однак при простому каскадному з'єднанні RLC-ланок коефіцієнт передачі ланцюга не буде дорівнює добутку коефіцієнтів окремих каскадів, так як вхідний опір наступної ланки буде служити навантаженням для попередньої [26]. Якщо ж між ланками включати розділові каскади з великим вхідним і малим вихідним опором, то загальний коефіцієнт передачі буде дорівнює добутку коефіцієнтів передачі окремих ланок. Роль таких розділових каскадів може грати ОУ, включений за схемою повторювача напруги. Коефіцієнт передачі такої схеми буде  $K=1$ .

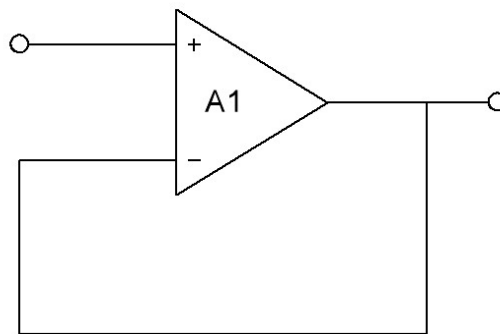


Рисунок 2.26 – Повторювач напруги на ОУ

На рис. 2.27 показаний принцип реалізації багатокаскадного фільтра.

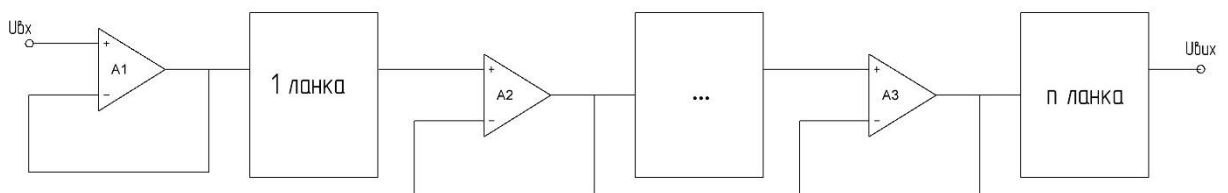


Рисунок 2.27 – Принцип реалізації багатокаскадного фільтра

Коефіцієнт передачі такої схеми буде твором коефіцієнтів передачі вихідних ланок  $K=K_1K_2K_3\dots K_n$

При збільшенні  $n$  смуга пропускання зменшується, крутизна спаду АЧХ збільшується. Повільне наростання сигналу можна трактувати як затримку. Чим більше  $n$ , тим більша затримка.

На рис. 2.28 показано схему смугового фільтра. Призначення фільтра полягає у підтримці будь-якого частотного сигналу в діапазоні від 0,5 до 5 Гц та усуненні частот вище і нижче цього діапазону.

На заданій смузі частот визначаємо центральну частоту  $f_{зр}$ :

\_\_\_\_\_

де  $f_n$  – нижня гранична частота смуги пропускання фільтра;

$f_v$  – верхня гранична частота смуги пропускання фільтра.

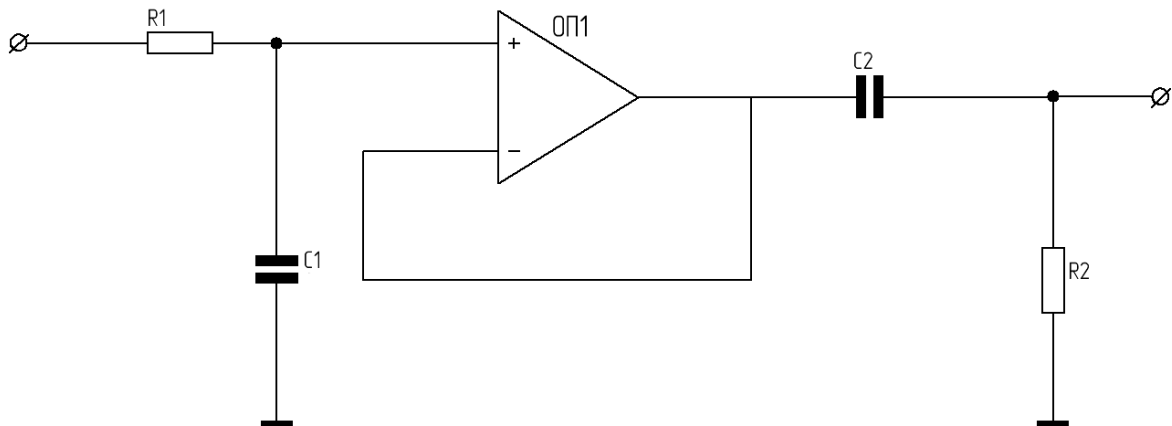


Рисунок 2.28 – Схема смугового фільтра

Обираємо ємність  $C=C_1=C_2=1$  мкФ.

Обмеження низьких частот цього смугового фільтра становить  $\sim 5$  Гц.

Частота зрізу для ФНЧ знаходиться за рівнянням 2.4:

\_\_\_\_\_

Тому, за рівнянням (2.7):

За номінальним рядом обираємо значення опору  $R1 = 330\text{кОм}$ .

Високочастотний відсік цього фільтра становить  $\sim 0,5\text{ Гц}$ .

Згідно номінального ряду обираємо значення опору  $R2 = 30\text{кОм}$ .

На рисунку 2.29 приведена схема електрична принципова моделі розрахованого смугового фільтра.

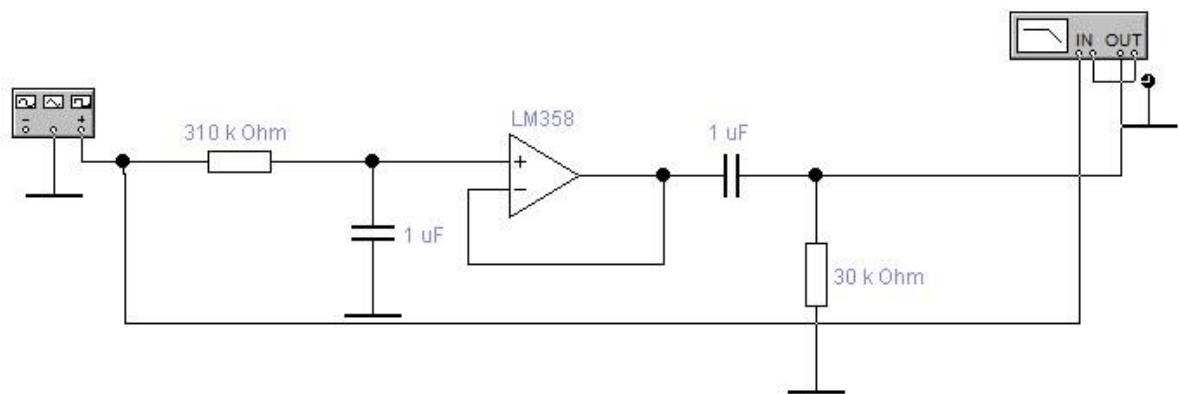


Рисунок 2.29 – Схема смугового фільтра в середовищі Electronic Workbench

На рисунку 2.30 приведена АЧХ розрахованого смугового фільтра, моделювання якого проводилося за допомогою програмного продукту Electronic Workbench.

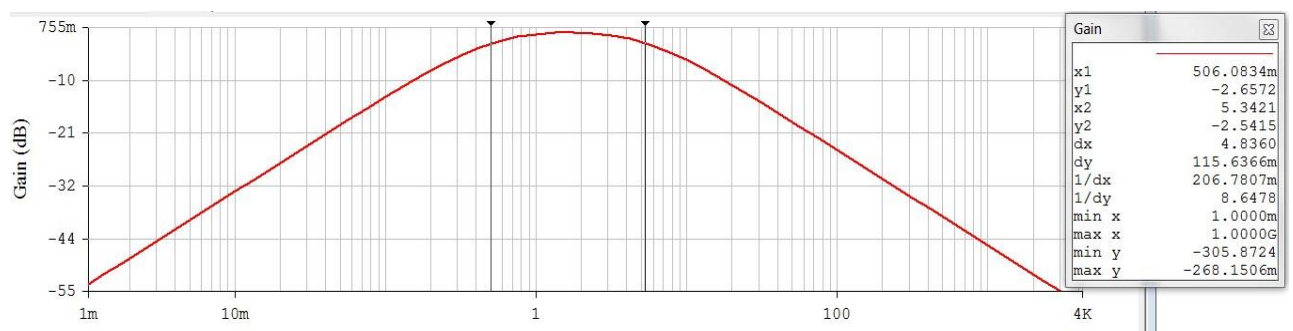


Рисунок 2.30 – Амплітудо-частотна характеристика смугового фільтра

Як видно з рис.2.30, смуговий фільтр виконує свої завдання, видаляючи надмірний шум, присутні у сигналі, а також усуваючи велике зміщення постійного струму. Це робиться завдяки каскаду фільтра низьких частот (частота зрізу якого становить 5 Гц) та фільтра високих частот (частота зрізу становить 0,5 Гц).

На рисунку 2.31 приведена АЧХ розрахованого смугового фільтра.

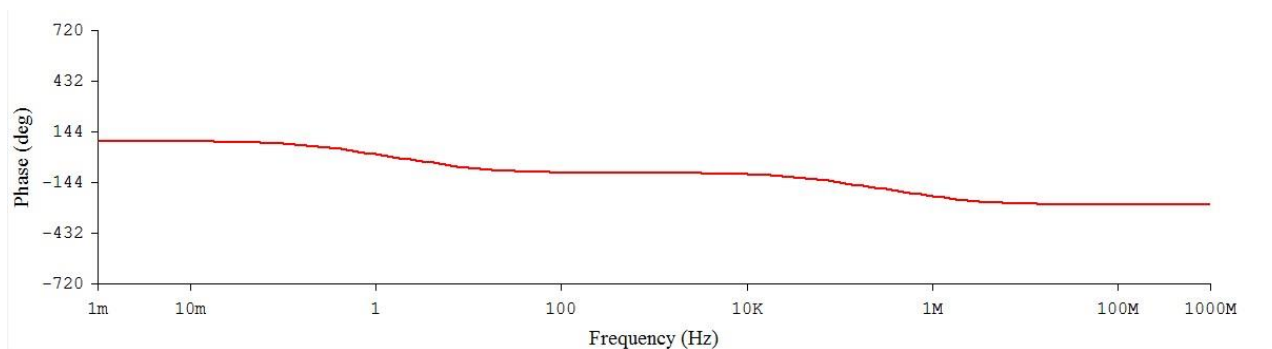


Рисунок 2.31 – Фазо-частотна характеристика смугового фільтра

Низькочастотний каскад (комбінація резистора 330 кОм і конденсатора 1 мкФ, які дають відсік  $\sim 5$  Гц) усуває будь-який високочастотний шум, присутній у сигналі. Це також допомагає послабити шум в діапазоні частот 60 Гц, що є шумом від ліній електропередач.

Високочастотний каскад (комбінація резистора 30 кОм і конденсатора 1 мкФ, що дає відсік  $\sim 0,5$  Гц) послаблює зміщення постійного струму, а також будь-які низькочастотні артефакти шуму.

Треб посилити сигнал, що залишився, якомога ближче до 5 В. Це досягається використанням неінвертуючого підсилювача з комбінацією резистора 56 кОм і резистора 1 кОм. Це дає нам коефіцієнт посилення приблизно в 57 разів.



## 2.5 Блок підсилення

Для узгодження вихідних ланцюгів і підсилення сигналу датчика до складу пристрою входить підсилювач. Оскільки напруга сигналу, складає одиниці мілівольт, і для того, щоб мати нагоду нормально аналізувати одержаний сигнал необхідно провести його підсилення. Для підсилення цього сигналу краще скористатися підсилювачем постійного струму, що має диференціальний вхід. Прикладом такого підсилювача постійного струму може бути операційний підсилювач. У якості операційного підсилювача використовуємо LM358.

Необхідно посилити сигнал якомога ближче до 5 В. Це досягається використанням неінвертуючого підсилювача (рис 2.32)

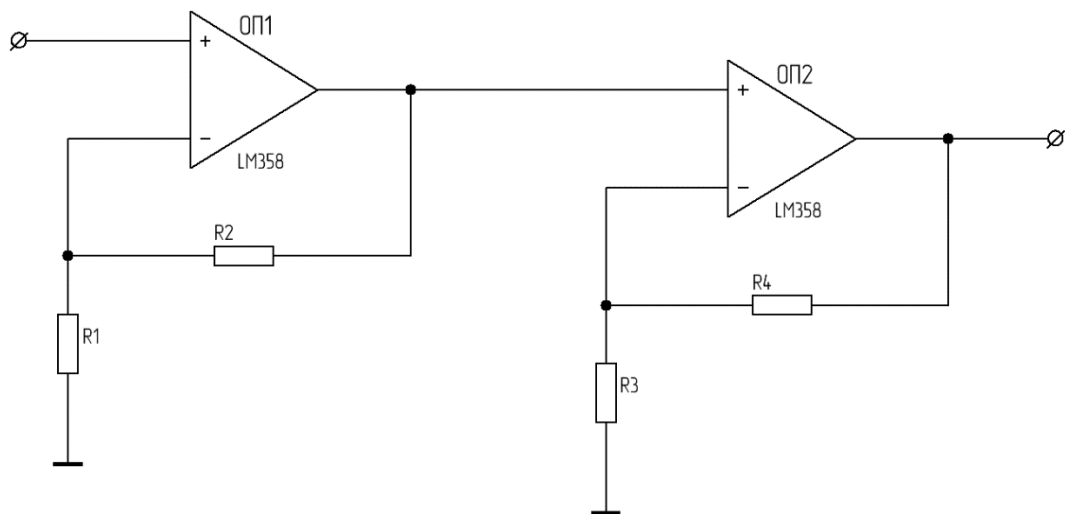


Рисунок 2.32 – Принципова схема підсилювача

Сигнал, що посилюється, подається на неінвертуючий вхід операційного підсилювача, а сигнал з виходу через діляник напруги потрапляє на інвертуючий вхід [27].

Операційний підсилювач, охоплений петлею зворотного зв'язку, оброблює вхідний сигнал таким чином, щоб напруга на вході, що інвертується дорівнювала напрузі на вході, що не інвертує.

Виходячи з того, що мінімальна напруга сигналу датчика, складає приблизно 10мВ, а величина вихідної напруги сигналу повинна бути не менше 5В, розрахуємо необхідний коефіцієнт підсилення підсилювача.

\_\_\_\_\_ .....

де  $U_{\text{вих}}$  – вихідна напруга сигналу;  $U_{\text{вих.д}}$  – напруга на виході датчика.

\_\_\_\_\_

Повний коефіцієнт посилення знаходиться добутком коефіцієнтів першого та другого каскадів:

.....

Обираємо коефіцієнт посилення першого каскаду  $K_{U1}=25$ , відповідно для другого каскаду  $K_{U1}=20$ .

Виходячи з того, що коефіцієнт передачі неінвертуючого підсилювача визначається наступним виразом:

\_\_\_\_\_ .....

обираємо  $R2=24$  кОм, а  $R1=1$  кОм для першої ланки підсилювача. Саме така комбінація резисторів дає посилення  $K_{U1}=20$  на першій ланці підсилювача.

Згідно формули (2.10) обираємо опри для другої ланки підсилювача:  $R4=19$  кОм, а  $R3=1$  кОм.

Проведено моделювання підсилювача у середовищі Electronic Workbench(рис.2.33).

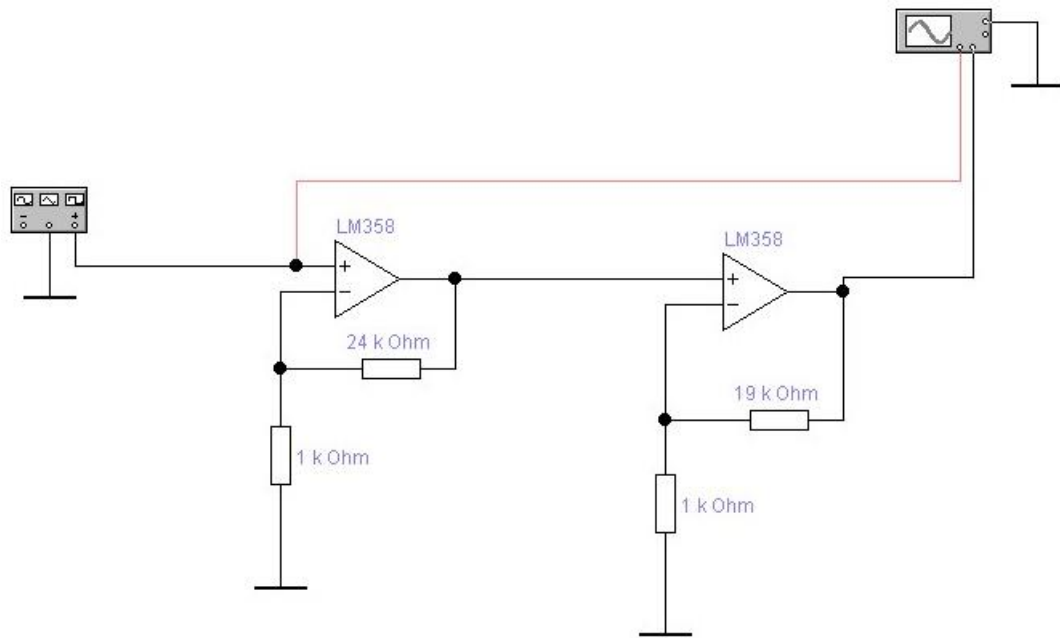


Рисунок 2.32 – Схема електрична принципова моделі підсилювача

Результати моделювання показано на рис.2.33

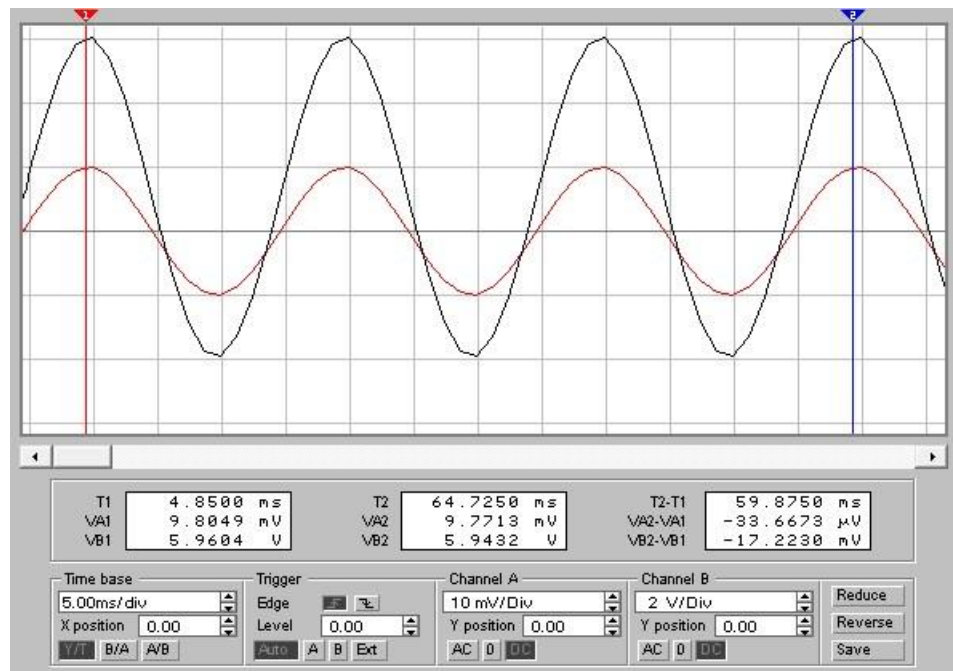


Рисунок 2.33 – Діаграми вихідного сигналу

З осцилограми сигналу (рис.2.33) можна спостерігати вхідний сигнал який становить 9мВ, а посилений 5В, що задовольняє умовам.

## 2.6 Блок обробки інформації

Для керування пристроєм, а також подальшої обробки інформації необхідно використовувати мікроконтролер. Обрано ATmega8 – це 8-розрядний мікроконтролер CMOS із низькою потужністю, заснований на архітектурі AVR RISC. Має розширену RISC архітектуру, 32 восьмибітних регістра загального користування та повністю статичну структуру. Може виконувати до 16 мільйонів команд при тактовій частоті 16 МГц. В даному мікроконтролері є вбудований помножувач, який примножує числа за два такти; таймер з власним автономним генератором; аналоговий компаратор. Вбудований калібрований RC-генератор дає можливість запустити мікроконтролер без зовнішніх елементів [28].

Надійна незалежна пам'ять, побудована у вигляді декількох сегментів (8 Кбайт вбудованої пам'яті). Виконана за технологією Flash. Мікроконтролер має 256 байт енергонезалежної пам'яті EEPROM та 1024 байт оперативної пам'яті (ОЗУ / RAM).

У складі ATmega8 є два таймера / лічильника: 8 і 16 біт, три канали ШІМ, 8 каналів АЦП для корпусу QFN / MLF та 6 для корпусу PDIP з розрядністю – 10 біт.

Реалізовано апаратний двопровідний інтерфейс зв'язку USART, тобто є можливість налаштування параметрів інтерфейсу.

Таблиця 2.5 – Основні параметри мікроконтролера ATmega8

| Параметр                    | Значення         |
|-----------------------------|------------------|
| Напруга живлення            | 4,5-5,5 В        |
| Максимальна тактова частота | 16МГц            |
| Споживана потужність        | 0,5мкА-<br>3,6мА |
| Робоча температура          | -40...+85 °      |

Блок-схему мікроконтролера показано на рис. 2.34.

Усі 32 регістри безпосередньо підключені до блоку арифметичної логіки (АЛУ), що дозволяє отримати доступ до двох незалежних регістрів в одній команді, що виконується за один тактовий цикл.

Отримана архітектура є більш ефективною, забезпечуючи при цьому пропускну здатність до десяти разів швидшу, ніж звичайні мікроконтролери CISC.

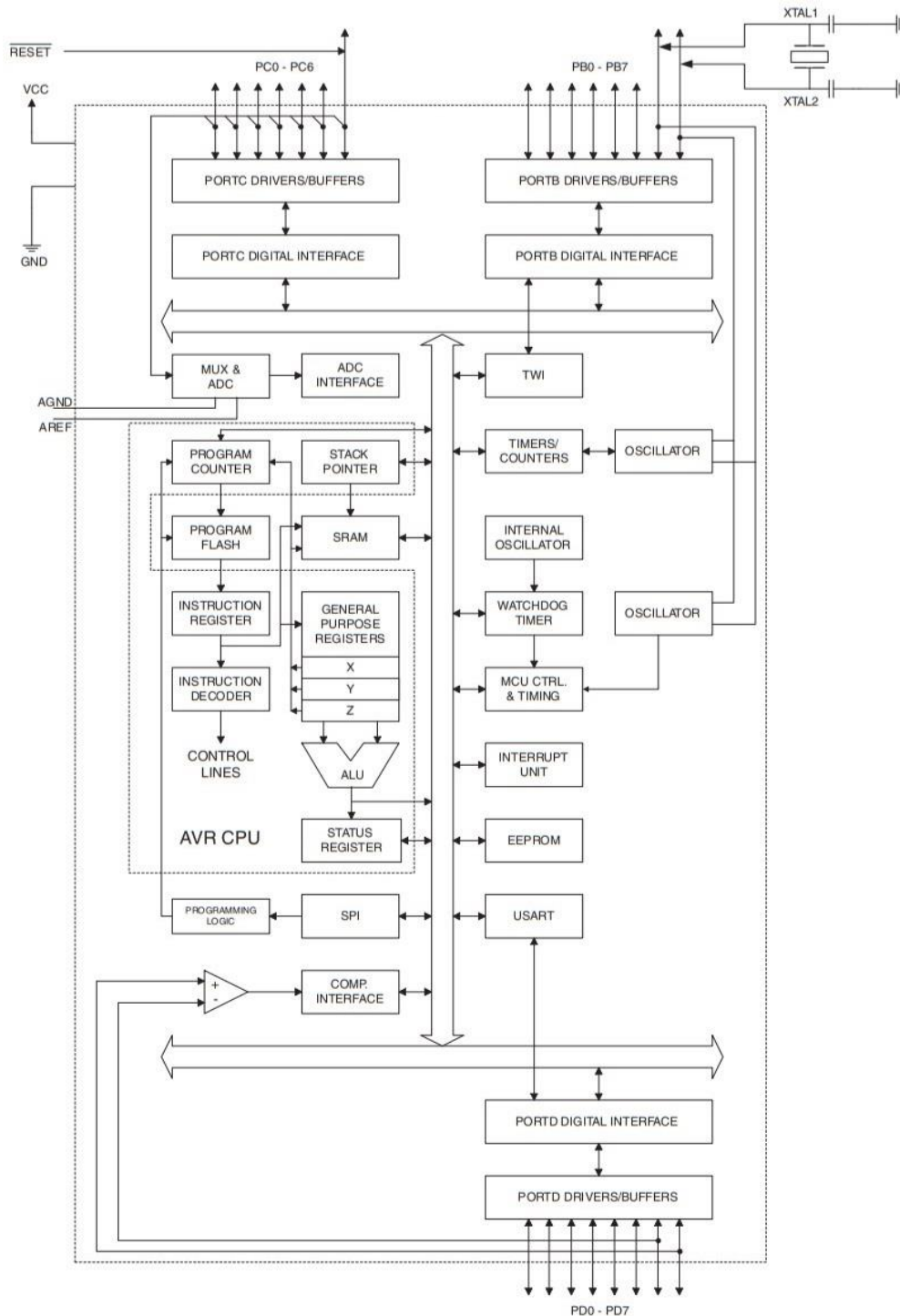


Рисунок 2.34 – Блок-схема мікроконтролера ATmega8

Пристрій виготовлено з використанням енергонезалежної пам'яті високої щільності Atmel. Пам'ять Flash Program може бути перепрограмована в системі через послідовний інтерфейс SPI, звичайним енергонезалежним програмістом пам'яті або програмою завантаження на мікросхемі, що працює на ядрі AVR. Завантажувальна програма може використовувати будь-який інтерфейс для завантаження прикладної програми у флеш-пам'ять.

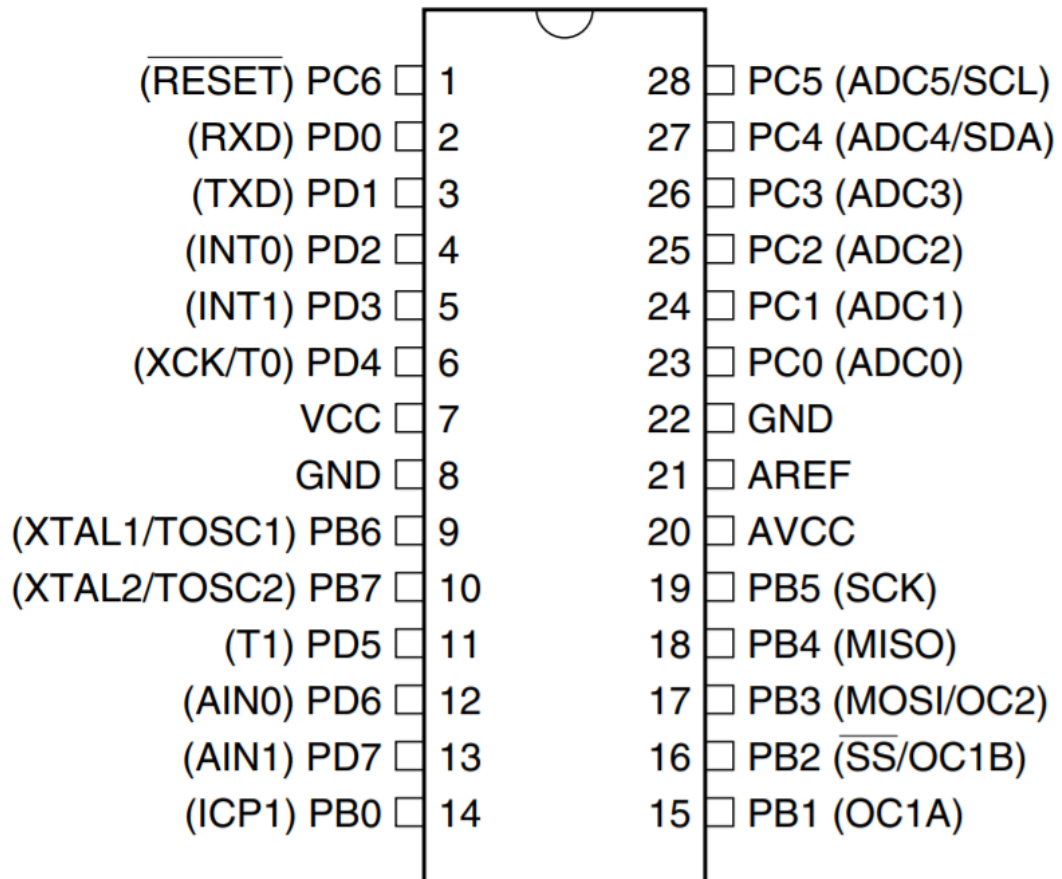


Рисунок 2.35 – Розташування виводів мікроконтролера

На рис. 2.35 зображено розташування виводів мікроконтролера. Має 23 порта введення / виведення, об'єднаних в 3 групи:

Порт В (PB0 – PB7): Два виведення (PB6 і PB7) використовуються для підключення кварцового резонатора. Виводи PB2 – PB5 зарезервовані для внутрішнього схемного програмування. Таким чином, для загального застосування залишаються порти PB0 і PB1.

Порт С (PC0 – PC6: 7 виводів): Порти PC0 – PC5 можна використовувати в якості аналогових входів. PC6 зазвичай використовується для скидання.

Порт D (PD0 – PD7: 8 виводів): Ці порти можна використовувати для загального застосування. Порт D також виконує функції різних спеціальних функцій ATmega8.

VCC – напруга живлення від +4.5 до +5.5 В.

GND – загальний (земля).

AVCC – напруга живлення + 5 В для модуля АЦП.

AREF – вхід опорної напруги для АЦП.

ATmega8 є потужним мікроконтролером, що забезпечує надзвичайно гнучке та економічно ефективне рішення для багатьох вбудованих програм управління, підтримується повним набором засобів розробки програм та систем.

### 2.6.1 Аналогово-цифровий перетворювач

Мікроконтролер ATmega8 має вбудований АЦП. До його складу входить мультиплексор, що має 8 каналів, вхід для опорної напруги AREF; 8-розрядна шина даних, значення з якої записуються в певний регістр; регістр даних, регістр управління і стану, а також регістр управління мультиплексором [29]. Використано внутрішню опорну напругу – 2,56 В. Для усунення шумів і наведень на АЦП на вивід AVCC додають індуктивність на 10 мкГн і конденсатор на 0,1 мкФ. В АЦП присутній дільник частоти на величину від 2 до 128, необхідний для частоти роботи АЦП не більш 200 кГц

Регістр ADCSRA – керуючий і статусний регістр (рис 2.36).

|               |             |             |             |             |             |              |              |              |               |
|---------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|--------------|--------------|---------------|
| Bit           | 7           | 6           | 5           | 4           | 3           | 2            | 1            | 0            |               |
|               | <b>ADEN</b> | <b>ADSC</b> | <b>ADFR</b> | <b>ADIF</b> | <b>ADIE</b> | <b>ADPS2</b> | <b>ADPS1</b> | <b>ADPS0</b> | <b>ADCSRA</b> |
| Read/Write    | R/W         | R/W         | R/W         | R/W         | R/W         | R/W          | R/W          | R/W          |               |
| Initial Value | 0           | 0           | 0           | 0           | 0           | 0            | 0            | 0            |               |

Рисунок 2.36 – Реєстр контролю та стану АЦП – ADCSRA

ADEN – даний біт включає АЦП.

ADSC – при установці в 1 змушує АЦП починати перетворення.

ADFR – використовується в режимі з використанням переривань. При установці в 1 включає круговий режим, при якому вимірювання автоматично слідує одне за іншим.

ADIF – біт, використовується тільки в режимі переривань. Це прапор переривань, який встановлюється в певних умовах.

ADIE – біт, що включає режим переривань.

ADPS2-ADPS0 – біти, від комбінації яких залежить величина дільника.

Реєстр ADMUX – це реєстр для управління каналами мультиплексора АЦП.

|               |              |              |              |          |             |             |             |             |              |
|---------------|--------------|--------------|--------------|----------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| Bit           | 7            | 6            | 5            | 4        | 3           | 2           | 1           | 0           |              |
|               | <b>REFS1</b> | <b>REFS0</b> | <b>ADLAR</b> | <b>-</b> | <b>MUX3</b> | <b>MUX2</b> | <b>MUX1</b> | <b>MUX0</b> | <b>ADMUX</b> |
| Read/Write    | R/W          | R/W          | R/W          | R        | R/W         | R/W         | R/W         | R/W         |              |
| Initial Value | 0            | 0            | 0            | 0        | 0           | 0           | 0           | 0           |              |

Рисунок 2.36 – Реєстр вибору мультиплексора АЦП – ADMUX

Крім бітів управління каналами має такі керуючі біти:

REFS1-REFS0 – біти, що включають певний режим використання опорної напруги.

ADLAR – це біт організації розташування вимірюваних 10 бітів в двох байтах реєстрової пари даних.

MUX3-MUX0 – біти, що включають певний канал мультиплексора.

Можливо використовувати декілька каналів відразу, по черзі включаючи різні комбінації даних бітів.



## 2.7 Індикатор

Для відображення інформації використано індикатор KL-3621G-ASG. Це семисегментний світлодіодний індикатор для динамічної індикації з загальним катодом яскраво-зеленого кольору. Схему підключення динамічної індикації до мікроконтролера ATmega8 зображено на рис. 2.37.

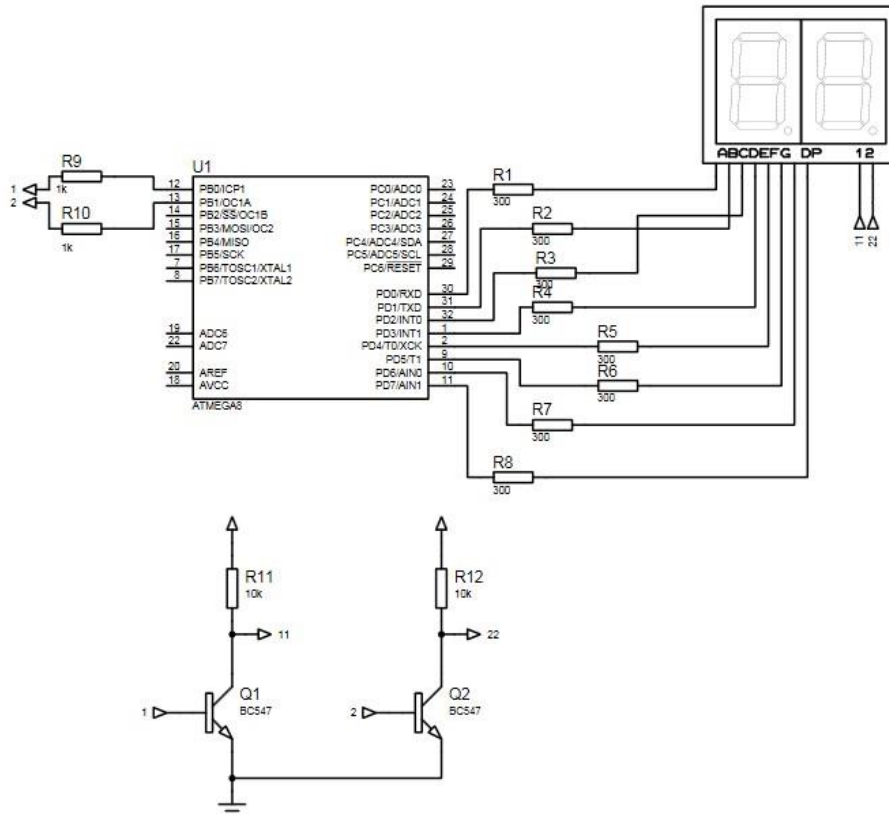


Рисунок 2.37 – Схема підключення індикатора

Сегменти динамічної індикації підключено через резистори номіналом 330 Ом до виводів порту D мікроконтролера ATmega8 [30]. Для керування кожним розрядом виводи катодів під'єднуємо через транзистори n-p-n типу BC547 до виводів порту B.

### 3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

В серійному виробництві у Atmel знаходяться сімейства AVR Tiny, Mega і XМega.

Tiny AVR – недорогі мікроконтролери, частіше у восьми вивідному виконанні. Сімейство Tiny застосовується у бюджетних рішеннях, де потрібна висока продуктивність, ефективне використання енергії, простота застосування і компактність, таких як інтелектуальні датчики різного призначення (контрольні, пожежні, охоронні), іграшки, зарядні пристрої, різна побутова техніка і інші прості пристрої.

Mega AVR – потужні мікроконтролери, які включають великий набір периферії. Це сімейство має найбільше розмаїття моделей для вибору. Мікроконтролери мають розвиненішу периферію і збільшений об'єми пам'яті програм і пам'яті даних і мають найбільшу номенклатуру серед усіх сімейств Atmel [29]. Вони призначені для використання в мобільних телефонах, контролерах різного комп'ютерного устаткування, контролерах сенсорного введення (PТС), USB, контролерах ЖК-дисплеїв, CAN, LIN, контролерах каскадів посилення (PSC), а також офісній техніці.

XМega AVR – сімейство мікроконтролерів XMEGA представлене самою просунутою і укомплектованою периферією моделями серед 8/16 бітових рішень фірми Atmel. Потужний аналогово-цифровий апарат реалізований за допомогою 12-розрядних аналого-цифрових перетворювачів (АЦП) з підсилювальним каскадом і загальною продуктивністю 4 млн вибірок в секунду, швидкодіючих 12-розрядних цифроаналогових перетворювачів (ЦАП) високої потужності, а також інших функціональних можливостей.

Для вибору мікроконтролера проаналізуємо ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2).

Таблиця 3.1 – Можливі варіанти мікроконтролерів

| Мікроконтролер |             | Короткий опис (реалізована базова функція)  |
|----------------|-------------|---|
| A              | ATiny13     | 8-бітний AVR мікроконтролер з 1 КБ внутрішньою системною програмованою Flash пам'яттю |
| B              | ATmega8     | 8-розрядний мікроконтролер з 8 КБ внутрішньою системною програмованою Flash пам'яттю  |
| C              | ATmega48    | 8 бітні AVR мікроконтролери з 4 КБ внутрішньою системною програмованою Flash пам'яттю |
| D              | ATXmega16A4 | Високоєфективні, малопотужні 8/16-бітові мікроконтролери AVR                          |

Таблиця 3.2 – Шкала відносної важливості

| Інтенсивність відносної важливості | Визначення           |
|------------------------------------|----------------------|
| 1                                  | рівна важливість     |
| 3                                  | помірна перевага     |
| 5                                  | сильна перевага      |
| 7                                  | значна перевага      |
| 9                                  | дуже сильна перевага |
| 2,4,6,8                            | проміжні судження    |

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.3.

Встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв (таблиця 3.3).

У матриці прийняті наступні позначення:  $\omega_j$  – номер критерію; при порівнянні 4-ох критеріїв (табл. 3.3)  $j = 1, 2, 3, 4$ ;

$X_i$  – локальний пріоритет, тобто відносна вага  $i$ -го критерію в глобальному критерії.

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

| Критерій                 | 1   | 2   | 3   | 4 | $\sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}$ | $X_i$ |
|--------------------------|-----|-----|-----|---|--------------------------------|-------|
| 1. Напруга живлення      | 1   | 3   | 1/5 | 3 | 1,158                          | 0,198 |
| 2. Обсяг пам'яті програм | 1/3 | 1   | 1/7 | 5 | 0,698                          | 0,119 |
| 3. Швидкодія             | 5   | 7   | 1   | 5 | 3,637                          | 0,624 |
| 4. Вартість              | 1/3 | 1/5 | 1/5 | 1 | 0,339                          | 0,059 |
| $\hat{A}$                |     |     |     |   | 5,832                          | 1     |

$$X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}}{\hat{A} \sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}}, \quad (3.1)$$

де  $\hat{A}$  – сума по стовпці  $\sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}$ ;

Порівняння проводимо так: відносна вага кожного критерію самого до себе дорівнює 1. Почнемо, наприклад, з критерію «напруга живлення»: відносно критерію «обсяг пам'яті програм» він має помірну перевагу (за табл. 3.2 оцінка – 3), тоді в 1-й строці, 2-му стовпчику ставимо 3, а в 2-й строці, 1-му стовпчику ставимо 1/3.

Так само порівнюючи кожний критерій з іншими, заповнюємо таблицю 3.3.

Далі в кожній строці перемножуємо усі 4 значення і беремо з цього добутку корінь 4-го ступеню – так заповнюємо стовпчик  $\sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}$ ; знаходимо су-

му по цьому стовпчику  $\hat{A}$ , знаходимо  $X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}}{\hat{A} \sqrt[4]{\prod_{i=11}^4 k_i}}$  для кожної строки і за-

повнюємо стовпчик  $X_i$ .

Далі аналогічно складаємо 4 матриці попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію за (3.1) (таблиці 3.4, 3.5, 3.6, 3.7).

Таблиця 3.4 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «напруга життя»

| Технологія | A   | B   | C   | D | $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 k_i}$ | X <sub>i</sub> |
|------------|-----|-----|-----|---|-------------------------------|----------------|
| A          | 1   | 1/5 | 1/3 | 3 | 0,668                         | 0,115          |
| B          | 5   | 1   | 4   | 7 | 3,440                         | 0,592          |
| C          | 3   | 1/4 | 1   | 5 | 1,391                         | 0,239          |
| D          | 1/3 | 1/7 | 1/5 | 1 | 0,312                         | 0,054          |
| A          |     |     |     |   | 5,811                         | 1              |

Таблиця 3.5 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «обсяг пам'яті програм»

| Технологія | A   | B   | C | D   | $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 k_i}$ | X <sub>i</sub> |
|------------|-----|-----|---|-----|-------------------------------|----------------|
| A          | 1   | 1/5 | 3 | 1/7 | 0,086                         | 0,017          |
| B          | 5   | 1   | 3 | 1/5 | 1,316                         | 0,242          |
| C          | 1/3 | 1/3 | 1 | 1/5 | 0,386                         | 0,071          |
| D          | 7   | 5   | 5 | 1   | 3,637                         | 0,670          |
| A          |     |     |   |     | 5,425                         | 1              |

Таблиця 3.6 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидкодія»

| Технологія | A | B   | C   | D   | $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 k_i}$ | X <sub>i</sub> |
|------------|---|-----|-----|-----|-------------------------------|----------------|
| A          | 1 | 1/4 | 1/5 | 1/3 | 0,359                         | 0,066          |
| B          | 4 | 1   | 5   | 5   | 3,162                         | 0,581          |
| C          | 5 | 1/5 | 1   | 1/3 | 0,760                         | 0,140          |
| D          | 3 | 1/5 | 3   | 1   | 1,158                         | 0,213          |
| A          |   |     |     |     | 5,439                         | 1              |

Таблиця 3.7 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «вартість»

| Технологія | A   | B   | C   | D | $\sqrt[4]{\sum_{i=1}^4 k_i}$ | $X_i$ |
|------------|-----|-----|-----|---|------------------------------|-------|
| A          | 1   | 3   | 5   | 7 | 3,201                        | 0,638 |
| B          | 1/3 | 1   | 3   | 5 | 0,834                        | 0,166 |
| C          | 1/5 | 1/3 | 1   | 3 | 0,669                        | 0,134 |
| D          | 1/7 | 1/5 | 1/3 | 1 | 0,312                        | 0,062 |
| A          |     |     |     |   | 5,016                        | 1     |

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт. В таблиці 3.8 строчка «вага» – це стовпчик  $X_i$  таблиці 3.3, строчка «АТіny13» – це значення  $X_i$  таблиць 3.4 – 3.7 для мікроконтролеру А і т.д. Глобальний пріоритет для кожного мікроконтролеру розраховуємо так:

для АТіny13:  $0,198 \times 0,115 + 0,119 \times 0,017 + 0,624 \times 0,066 + 0,059 \times 0,638 = 0,104$

для АТmega8:  $0,198 \times 0,592 + 0,119 \times 0,242 + 0,624 \times 0,581 + 0,059 \times 0,166 = 0,551$

для АТmega48:  $0,198 \times 0,239 + 0,119 \times 0,071 + 0,624 \times 0,140 + 0,059 \times 0,134 = 0,518$

для АТХmega16A4:  $0,198 \times 0,054 + 0,119 \times 0,670 + 0,624 \times 0,213 + 0,059 \times 0,062 = 0,227$

Таблиця 3.8 – Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

| Пріоритети  | №1    | №2    | №3    | №4    | Глобальний |
|-------------|-------|-------|-------|-------|------------|
| Вага        | 0,198 | 0,119 | 0,624 | 0,059 |            |
| АТіny13     | 0,115 | 0,017 | 0,066 | 0,638 | 0,104      |
| АТmega8     | 0,592 | 0,242 | 0,581 | 0,166 | 0,551      |
| АТmega48    | 0,239 | 0,071 | 0,140 | 0,134 | 0,518      |
| АТХmega16A4 | 0,054 | 0,670 | 0,213 | 0,062 | 0,227      |

З порівняння глобальних пріоритетів різних мікроконтролерів (табл.3.8) видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта АТmega8.

## 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

При розробці приладу можуть виникнути наступні потенційно небезпечні та шкідливі виробничі фактори: підвищений рівень шуму, що викликаний роботою приладів; освітленість робочого місця; вплив хімічних речовин та інфрачервоного випромінювання під час паяння; підвищена напруга в електричному ланцюзі, замикання якого може відбутися через тіло людини; падаючі вироби техніки, інструмент і матеріали під час роботи; постійні електричні поля і випромінювання [31].

При виготовленні приладу найбільш небезпечними, з точки зору охорони праці і техніки безпеки, операціями, що виконуються у лабораторному приміщенні є: пайка, виготовлення друкованих схем, збірка.

### 4.1 Вимоги до виробничих і допоміжних приміщень

Вибір типу приміщення визначається технологічним процесом та можливістю боротьби з шумом, вібрацією і забрудненням повітря. Виробничі приміщення відповідно до вимог чинних нормативів мають бути забезпечені достатнім природним освітленням. Обов'язковим є також улаштування ефективної за екологічними і санітарно-гігієнічними показниками вентиляції.

Висота виробничих приміщень повинна бути не менше 3,2 м, а об'єм і площа – 15 м<sup>3</sup> та 4,5 м<sup>2</sup> відповідно на кожного працівника (для користувачів комп'ютерів на одного працюючого повинно бути не менше: площі – 6 м<sup>2</sup> і об'єму – 20 м<sup>3</sup>).

Приміщення чи ділянки виробництва з надлишками тепла, а також зі значними виділеннями шкідливих газів, пару чи пилу слід, як правило, роз-



міщувати біля зовнішніх стін будівель, а у багатоповерхових будівлях – на верхніх поверхах.

Підлога на робочих місцях має бути рівною, теплою, щільною та стійкою до ударів, мати неслизьку та зручну для очистки поверхню; бути стійкою до дії хімічних речовин і не вбирати їх. Стіни виробничих та побутових приміщень мають відповідати вимогам шумо- і теплозахисту; легко піддаватись прибиранню та миттю; мати покриття, що виключає можливість поглинення чи осадження отруйних речовин.

До допоміжних відносяться приміщення та будівлі адміністративні, санітарно-побутові, громадського харчування, охорони здоров'я, культурного обслуговування, конструкторських бюро, для учбових занять та громадських організацій.

Допоміжні приміщення різного призначення слід розміщувати в одній будівлі з виробничими приміщеннями або прибудовах до них у місцях з найменшим впливом шкідливих факторів, а якщо таке розміщення неможливе, то їх можна розміщувати і в окремих будівлях.

Висота поверхів окремих будівель, прибудов чи вбудов має бути не меншою 3,3 м, висота від підлоги до низу перекриття – 2,2 м, а у місцях нерегулярного переходу людей – 1,8 м. Висота допоміжних приміщень, що розміщені у виробничих будівлях, має бути не меншою 2,4 м.

Площа допоміжних приміщень має бути не меншою ніж 4 м<sup>2</sup> на одне робоче місце у кімнаті управлінь і 6 м<sup>2</sup> – у конструкторських бюро; 0,9 м<sup>2</sup> на одне місце в залі нарад; 0,27 м<sup>2</sup> на одного співробітника у вестибулях та гардеробних.

До групи санітарно-побутових приміщень входять: гардеробні, душові, туалети, кімнати для вмивання та паління, приміщення для знешкодження, сушіння та знепилювання робочого одягу, приміщення для особистої гігієни жінок та годування немовлят, приміщення для обігрівання працівників. У санітарно-побутових приміщеннях підлоги мають бути вологостійкими, з не-

слизькою поверхнею, світлих тонів, стіни та перегородки – облицьовані вологостійким, світлих тонів матеріалами на висоту 1,8 м.

В гардеробних приміщеннях для зберігання одягу мають бути шафи розмірами: висота 1650 мм, ширина 250...400 мм, глибина 300 мм. Кількість шаф має відповідати списковій кількості працівників.

#### 4.2 Методи регулювання якості повітряного середовища

Методи регулювання параметрів повітряного середовища є невід'ємною частиною загальнодержавного підходу до керування навколишнім середовищем.

Механізація і автоматизація виробничих процесів, дистанційне керування ними. Ці заходи мають велике значення для захисту від впливу шкідливих речовин, теплового випромінювання, особливо при виконанні важких робіт.

Автоматизація процесів, що супроводжуються виділенням шкідливих речовин, не тільки підвищує продуктивність, але і покращує умови праці, оскільки робітники виводяться з небезпечної зони.

Застосування технологічних процесів і обладнання, що виключають утворення шкідливих речовин або попадання їх у робочу зону. При проектуванні нових технологічних процесів і обладнання необхідно домагатися виключення або різкого зменшення виділення шкідливих речовин у повітря виробничих приміщень. Цього можна досягти, наприклад, заміною токсичних речовин нетоксичними, переходом з твердого та рідкого палива на газоподібне, електричний високочастотний нагрів; застосуванням пилоподавлення водою при подрібненні і транспортування матеріалів.

Велике значення для оздоровлення повітряного середовища має надійна герметизація, обладнання, в якому знаходяться шкідливі речовини, зокре-

ма, нагрівальних печей, газопроводів, насосів, компресорів, конвеєрів. Через нещільності у з'єднаннях, а також внаслідок газопроникності матеріалів відбувається витікання. Кількість газу залежить від його фізичних властивостей, площі нещільностей і різниці тиску зовні і всередині обладнання.

Захист від джерел теплових випромінювань. Це важливо для зниження температури повітря в приміщенні і теплового опромінення працюючих.

Пристрій вентиляції та опалення, що має велике значення для оздоровлення повітряного середовища у виробничих приміщеннях.

Застосування засобів індивідуального захисту, а саме: спецодяг, що захищає тіло людини; захисні окуляри і фільтруючі засоби захисту (при продувці від пилу і стружки статора двигуна стисненим повітрям); захисні мазі, що захищає шкіру рук від нафтопродуктів і мастил (при змащування підшипників і деталей двигуна); захисні рукавиці (при виконанні транспортувальних робіт).

### 4.3 Освітлення виробничих приміщень

Особливо важлива роль в життєдіяльності людини природного освітлення, його ультрафіолетової частини спектру. Природне освітлення стимулює біохімічні процеси в організмі, поліпшує обмін речовин, загартовує організм, йому властива протибактерицидна дія. У зв'язку з цим при недостатньому природному освітленні в умовах виробництва санітарно-гігієнічні нормативи вимагають у системі штучного освітлення застосовувати джерела штучного світла з підвищеною складовою ультрафіолетового випромінювання – еритемні джерела світла.

Спроможність зорового сприйняття визначається енергетичними, просторовими, часовими та інформаційними характеристиками сигналів, що над-

ходять до людини. Видимість об'єкту залежить від властивості ока, а також освітлення (або власного світла об'єкту).

Під час здійснення будь-якої трудової діяльності втомлюваність очей, в основному, залежить від напруженості процесів, що супроводжують зорове сприйняття.

Для створення сприятливих умов зорової роботи освітлення робочих приміщень повинне задовольняти таким умовам:

- а) рівень освітленості робочих поверхонь має відповідати гігієнічним нормам;
- б) мають бути забезпечені рівномірність та часова стабільність рівня освітленості у приміщенні, відсутність різких контрастів між освітленістю робочої поверхні та навколишнього простору, відсутність на робочій поверхні різких тіней (особливо рухомих);
- в) у полі зору предмета не повинно створювати сліпучого блиску;
- г) штучне світло, що використовується на підприємствах, за своїм спектральним складом має наближатися до природного;
- д) не створювати небезпечних та шкідливих факторів (шум, теплові випромінювання, небезпеку ураження струмом, пожежо- та вибухонебезпечність);
- е) бути надійним, простим в експлуатації та економічним.

У приміщенні, де знаходиться робоче місце використовується поєднання природного і штучного освітлення. В якості природного – бічне освітлення через вікна. Штучне освітлення використовується при недостатньому природному освітленні. В даному приміщенні використовується загальне штучне освітлення. Розрахунок його здійснюється за методом світлового потоку.

Розрахунок штучного освітлення проведемо для кімнати площею 20 м<sup>2</sup>, ширина якої складає 5м, довжина – 4м, висота – 3м.

Для визначення потрібної кількості світильників, які повинні забезпечити нормований рівень освітленості, визначимо світловий потік, що падає на робочу поверхню за формулою:

де,  $F$  – світловий потік, що розраховується, Лм;  $E$  – нормована мінімальна освітленість, Лк;  $E = 300$  Лк;  $S$  – площа освітлюваного приміщення (у нашому випадку  $S=20\text{м}^2$ );  $Z$  – відношення середньої освітленості до мінімальної (зазвичай приймається рівним 1,1... 1,2, в нашому випадку  $Z = 1,1$ );  $K$  – коефіцієнт запасу, що враховує зменшення світлового потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (його значення залежить від типу приміщення і характеру робіт, що проводяться в ньому, в нашому випадку  $K = 1,5$ );  $\eta$  – коефіцієнт використання світлового потоку, (виражається відношенням світлового потоку, що падає на розрахункову поверхню, до сумарного потоку всіх ламп, і обчислюється в долях одиниці; залежить від характеристик світильника, розмірів приміщення, забарвлення стін і стелі, що характеризуються коефіцієнтами відбиття від стін ( $\rho_{\text{ст.}}$ ) і стелі ( $\rho_{\text{стелі}}$ )), значення коефіцієнтів дорівнюють  $\rho_{\text{ст.}} = 40\%$  і  $\rho_{\text{стелі}} = 60\%$ .

Обчислимо індекс приміщення за формулою:

де,  $S$  – площа приміщення,  $S = 20\text{м}^2$ ;  $h$  – розрахункова висота підвісу,  $h = 2,9$  м;  $A$  – ширина приміщення,  $A = 4$  м;  $B$  – довжина приміщення,  $B = 5$  м.

Підставивши значення отримаємо:

Знаючи індекс приміщення  $I$  знаходимо  $\eta = 0,22$  [17].

Підставимо всі значення у формулу для визначення світлового потоку  $F$ :

Для освітлення використовуємо люмінесцентні лампи типу ЛБ 40-1, світловий потік яких  $F_{\text{л}} = 4320$  Лм. Розрахуємо необхідну кількість ламп у світильниках за формулою:

де,  $N$  – кількість ламп, що визначається;  $F$  – світловий потік,  $F=45000$  Лм;  $F_{л}$  – світловий потік лампи,  $F_{л}=4320$  Лм.

В приміщенні використовуємо світильники типу ОД. Кожен світильник комплектується двома лампами. Тобто необхідно використовувати 6 світильників із 12 працюючими лампами в них.

#### 4.4 Захист від шуму у виробничому середовищі

Захист від шуму повинне здійснюватися розробкою шуму безпечної техніки, використанням методів та засобів колективного захисту та засобами індивідуального захисту.

Питання боротьби з шумом слід починати вирішувати ще при проектуванні підприємства, робочого місця, устаткування. Для цього використовуються організаційні, технічні та медично-профілактичні заходи.

Технічні заходи дають змогу значно зменшити вплив шуму на працівників і поділяються на заходи, що використовуються: в джерелі виникнення (конструктивні та технологічні), на шляху розповсюдження (звукоізоляція, звукопоглинання, глушники шуму, звукоізоляційні укриття), в зоні сприйняття (засоби колективного та індивідуального захисту).

Для зниження шуму необхідно насамперед використовувати конструктивні та технологічні методи, які в свою чергу залежать від походження звуку, конструктивних особливостей обладнання. Надзвичайно ефективним методом зниження шуму в джерелі його виникнення в деяких випадках може стати зміна технології, наприклад, за допомогою заміни ударних взаємодій без ударними.

При конструюванні механічного обладнання в першу чергу слід намагатися зменшити рівень коливань конструкції або її елементів, що створюють шум.

Для зниження шуму механічного походження в вузлах, в яких здійснюються ударні процеси необхідно зменшити сили збурення, збільшити час контакту елементів, що взаємодіють між собою, збільшити внутрішні втрати в системах що коливаються, зменшити площу випромінювання звуку.

Джерелами електромагнітного шуму є механічні коливання електротехнічних пристроїв або їх частин, які збуджуються перемінними магнітними та електричними полями. До методів боротьби з цим шумом відносять застосування феромагнітних матеріалів з малою магнітострикцією, зменшення щільності магнітних потоків у електричних машинах за рахунок належного вибору їх параметрів, добру затяжку пакетів пластин в осереддя трансформаторів, дроселів, якорів двигунів тощо.

Якщо рівень шуму у джерелі все-таки високий, то застосовуються методи зниження шуму на путі розповсюдження і насамперед такий метод, як ізоляція джерела чи робочого місця.

Для зниження звуку, що відбивається від поверхонь у приміщенні застосування матеріалі, що поглинають звук, тобто використовують метод зниження шуму звукопоглинанням. Метод зниження шуму звукопоглинанням застосовують, якщо неможливо забезпечити нормальних акустичних умов методами зниження шуму в джерелі випромінювання та звукоізоляції.

Щоб захистити від шуму обслуговуючий персонал, на виробничих ділянках з шумними технологічними процесами або особливо шумним устаткуванням влаштовують кабінки спостереження і дистанційного керування. Їх виготовляють із звичайних будівельних матеріалів у вигляді ізольованих приміщень, обладнаних вентиляцією, оглядовими вікнами, дверми (з щільними притворами) та віброізоляторами для запобігання проникнення в кабінки структурного шуму.

#### 4.5 Системи засобів і заходів щодо електробезпеки

Технічні засоби і заходи з електробезпеки реалізуються в конструкції електроустановок при їх розробці, виготовленні і монтажі відповідно до чинних нормативів.

Поява напруги на неструмовідних частинах електроустановок пов'язана з пошкодженням ізоляції і замиканням на корпус. Основними технічними заходами щодо попередження електротравм при замиканнях на корпус є захисне заземлення, занулення, захисне відключення.

Електрозахисні засоби – це технічні вироби, що не є конструктивними елементами електроустановок і використовуються при виконанні робіт в електроустановках з метою запобігання електротравм. Засоби захисту, що використовуються в електроустановках, повинні відповідати вимогам чинних державних стандартів, технічних умов щодо їх конструкції.

Для захисту працівників при виконанні робіт в умовах електричного поля, параметри якого перевищують допустимі, застосовуються індивідуальні екранувальні комплекти одягу та екранувальні пристрої.

Електрозахисні засоби повинні зберігатися у приміщеннях в спеціально відведених місцях сухими і чистими, в умовах, що виключають можливість їх механічних ушкоджень, шкідливої дії вологи, агресивного середовища, мастила тощо. У встановлені нормативами терміни електрозахисні засоби повинні оглядатися з перевіркою їх наявності згідно з вимогами до комплектування, очищатися від пилу, забруднень тощо, періодично проходити спеціальні випробування на відповідність їх діелектричних, механічних показників чинним вимогам Крім того електрозахисні засоби повинні оглядатися перед кожним їх застосуванням.

Вимоги до термінів випробування електрозахисних засобів, методики і параметрів цих випробувань регламентуються правилами залежно від типу електрозахисних засобів.



Електричні випробування електрозахисних засобів проводяться спеціально підготовленими працівниками. Кожний засіб захисту перед випробуваннями необхідно оглянути з метою перевірки розмірів, справності, комплектності, стану ізоляційної поверхні, наявності номера.

Основні організаційно-технічні заходи і засоби щодо попередження електротравм регламентуються «Правилами безпечної експлуатації електроустановок споживачів», якими відповідальність за організацію безпечної експлуатації електроустановок покладається на роботодавця.

На малих підприємствах за неможливості чи недоцільності створення електротехнічної служби власник, на договірних засадах, доручає електротехнічним службам споріднених підприємств або фізичним особам, які мають відповідну підготовку, забезпечення справного стану і безпечної експлуатації електроустановок.

Фахівці служби охорони праці зобов'язані контролювати безпечну експлуатацію електроустановок і повинні мати групу IV з електробезпеки.

Працівники, що обслуговують електроустановки повинні мати відповідну професійну підготовку, групу з електробезпеки, підтверджену посвідченням встановленої форми (I...V), і не мати медичних протипоказань і вікових обмежень щодо можливості виконання роботи в електроустановках.

Під час виконання службових обов'язків працівник повинен мати при собі посвідчення. За відсутності посвідчення або за прострочених термінів чергової перевірки знань працівник до роботи не допускається.

#### 4.6 Система організаційно-технічних заходів пожежної безпеки

Метою пожежної безпеки є попередження виникнення пожежі на визначеному чинними нормативами рівні, а у випадку виникнення пожежі –

обмеження її розповсюдження, своєчасне виявлення, гасіння пожежі, захист людей і матеріальних цінностей.

Основними вихідними даними при розробці комплексу технічних і організаційних рішень щодо забезпечення потрібного рівня пожежної безпеки в кожному конкретному випадку є чинна законодавча і нормативно-технічна база з питань пожежної безпеки, вибухопожежонебезпечні властивості матеріалів і речовин, що застосовуються у виробничому циклі, кількість вибухопожежонебезпечних матеріалів і речовин і особливості виробництва. На основі цих вихідних даних визначаються такі критерії вибухопожежонебезпечності об'єкта, як категорії приміщень і будівель за вибуховою і пожежною небезпекою, а також класи вибухонебезпечних зон в приміщеннях і поза ними. Саме залежно від категорії приміщень і будівель та класу зон за вибухопожежною небезпекою, відповідно до вимог чинних нормативів, розробляються технічні та організаційні заходи і засоби забезпечення вибухопожежної безпеки об'єкта.

На рис. 4.1 у вигляді блок-схеми наведена загальна послідовність вирішення питань щодо забезпечення пожежної безпеки об'єкта.

Як видно зі схеми, основою для розробки технічних (щодо попередження пожежі та протипожежного захисту) і організаційних рішень систем пожежної безпеки є результати ґрунтовного аналізу пожежної небезпеки, з визначенням відповідних формалізованих показників.

На випадки виникнення пожежі мають бути розроблені і вивішені на видних місцях в будівлях і спорудах плани (схеми) евакуації людей.

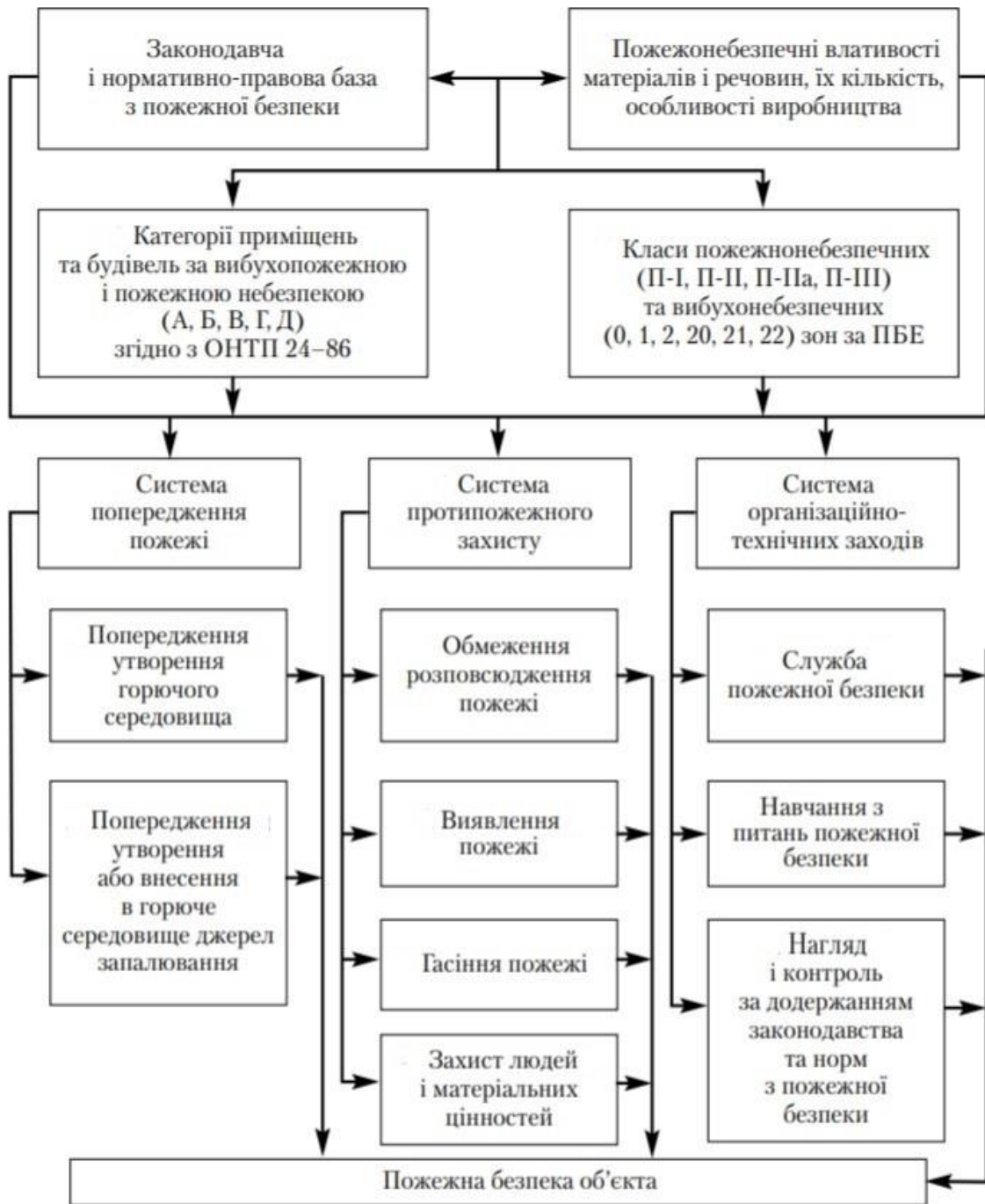


Рисунок 4.1 – Блок-схема забезпечення пожежної безпеки об'єкта

На рисунку 4.2 показано план евакуації при пожежі.

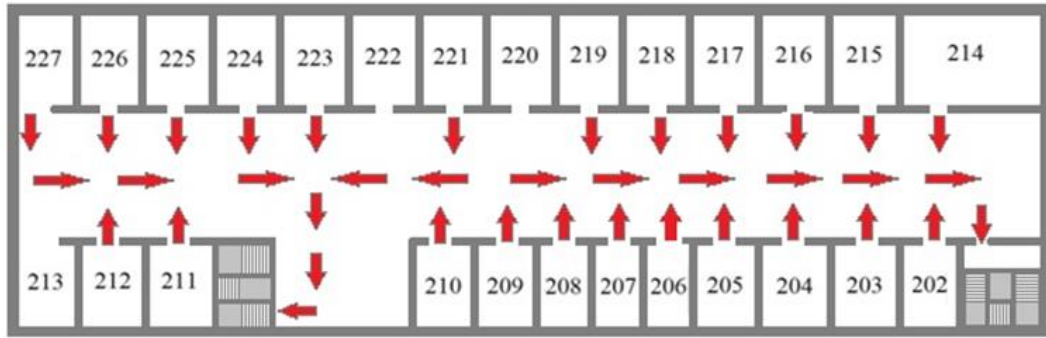


Рисунок 4.2– План евакуації при пожежі

Виходи вважаються евакуаційними, якщо вони ведуть із приміщень:

- а) першого поверху безпосередньо назовні або через вестибюль, коридор, сходову клітку;
- б) будь-якого поверху, крім першого у коридор, що веде на внутрішню сходову клітку або безпосередньо на зовнішні відкриті сходи;
- в) у сусіднє приміщення на тому ж поверсі, яке забезпечене виходами, зазначеними у попередніх пунктах;
- г) цокольного, підвального, підземного поверху назовні безпосередньо через сходову клітку або коридор, що веде на сходову клітку, яка має вихід назовні.

Із приміщень, розташованих на другому та більш високих поверхах (висотою не більше 30 м) допускається передбачати евакуаційний (запасний) вихід на зовнішні сталеві сходи.

Евакуаційні виходи повинні розташовуватись розосереджено.

## ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Досліджено структурні схеми вимірювання за видом сигналу, числом спектральних діапазонів та способом передачі променевої енергії. Обрано двопробневу схему, бо вона характеризує оптичні властивості досліджуваного середовища по відношенню до двох різних джерел променевої енергії.
  2. Показано, що в схемі пристрою присутні червоний (L-2060R) та інфрачервоний (KM-4457F3C) випромінювачі. Для забезпечення циклічної роботи світлодіодів використовується перемикач ADG1636. Робочий цикл складає 1 мс, що означає, що кожен світлодіод працює протягом 250 мкс за 1 період. Для Розділення сигналів забезпечено використанням двох фотоприймачів BPW34, що володіють широким спектральним діапазоном 600-1050 нм. Сигнал, що виходить з фотоприймача перетворюємо в напругу з допомогою трансїмпедансного підсилювача. Коефіцієнт підсилення визначається резистором зворотного зв'язку. Смуговий фільтр забезпечує проходження сигналу на частоті від 0,5 до 5 Гц і усуває надмірні шуми та інші перешкоди. Для узгодження амплітуди сигналу з діапазоном вхідних значень сигналу для АЦП використано неінвертуючий підсилювач з  $K=500$ . Керування пристроєм, а також розрахунок сатурації крові по калібрувальній кривій відбувається мікроконтролером ATmega8.
  3. У блоці охорони праці та техногенної безпеки проведено аналіз потенційно небезпечних та шкідливих виробничих факторів, які можливі при розробці пристрою. Встановлено заходи з поліпшення умов праці, оптимальні параметри мікроклімату приміщень та зроблено розрахунок освітлення.
- Рекомендується результати роботи використовувати для подальшого удосконалення медичної техніки.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Сметкин А. А. Мониторинг венозной сатурации в анестезиологии и интенсивной " . 2008. №4. С. 86–90.
2. Бунд С. Как предотвратить кислородное голодание на карантине *lenta.ru*. 2020. URL: <https://lenta.ru/articles/2020/04/30/oxy/> (дата звернення: 12.05.2020)
3. Афонина У. В. Устройство инвазивного измерения содержания оксигемоглобина в артериальной крови человека. 2018 URL: <http://masters.donntu.org/2018/fkita/afonina/diss/index.htm>. (дата звернення: 14.05.2020)
4. Щурова Е. Н., Долганова Т. И., Меншикова Т. И. К вопросу об информативности чрескожного определения напряжения кислорода и углекислого газа у травматологических и ортопедических больных. Гений ортопедии. 2011. С. 8-15.
5. Беневоленский Д. С. Транскутанная оксиметрия, как метод оценки состояния местного кровоснабжения. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2007. Т. 6, № 1 (21). С. 30-31.
6. Біомедичні сенсори. 2007 URL: <http://www.zgia.zp.ua/gazeta/MedSensKR.pdf>. (дата звернення: 14.05.2020)
7. Спектрофотометрические приборы для оценки характеристик кровотока. *iLab*. 2014. URL: <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/6106> (дата звернення: 15.05.2020)
8. Методическое пособие по пульсоксиметрии. Часть 1. " 2019. URL: <https://centrsna.by/articles/zabolevaniya/metodicheskoe-posobie-po-pulsoksimetrii-chast-1/>. (дата звернення: 15.05.2020)
9. Калакутский Л. И., Манелис Э. С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. Самара: Самар. гос. аэрокосм. ун-т, 1999. С. 161.

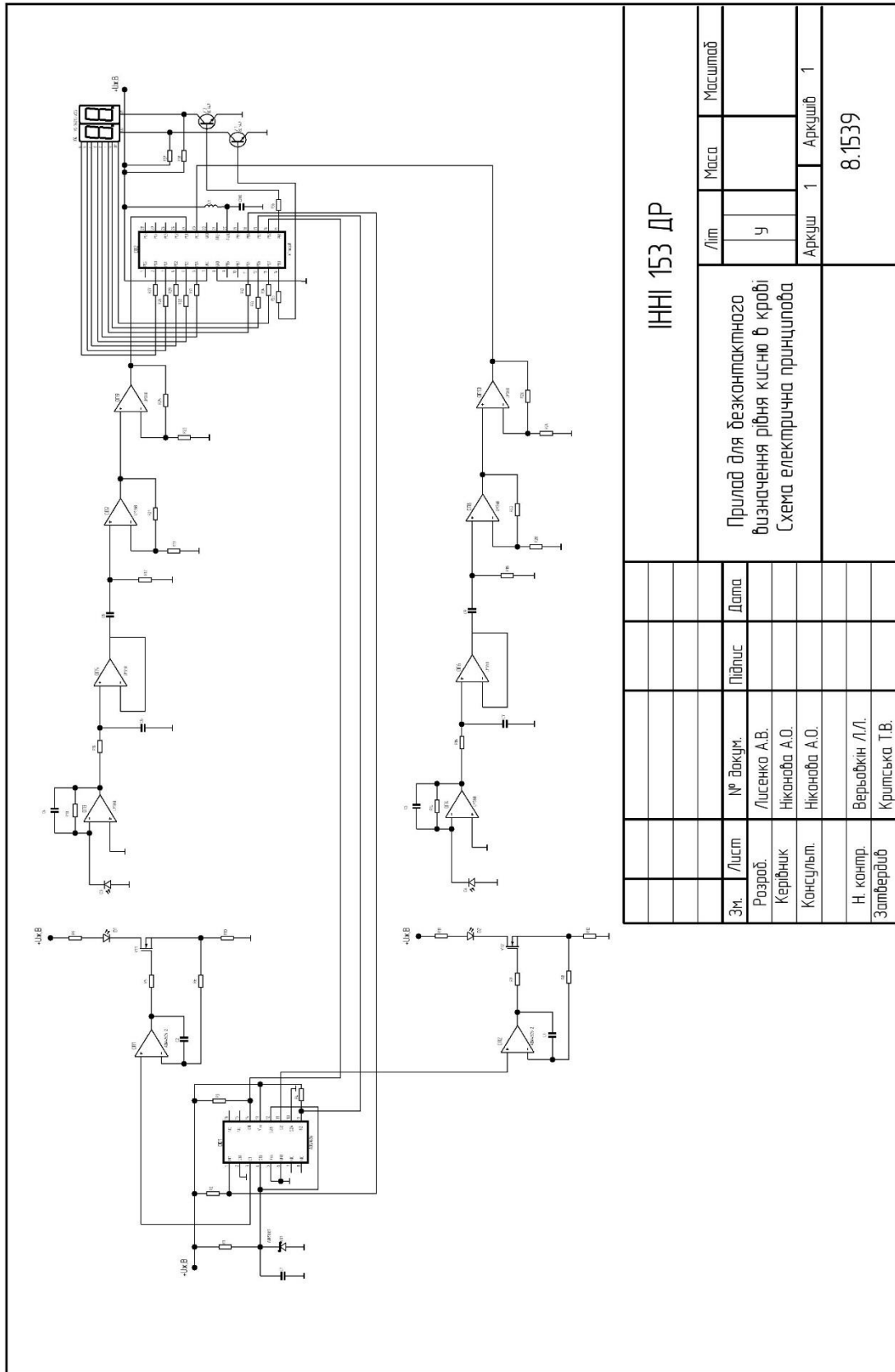
10. Строев В. М., Куликов А. Ю., Фролов С. В. Проектирование измерительных медицинских приборов с микропроцессорным управлением. Тамбов: ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2012. С 96.
11. Руководство для лабораторного практикума по медицинской физике. Бахман Ф. А., Соколов С. Ю., Шкляр Т. Ф. та ін. Екатеринбург: УГМА, 2009. С. 164.
12. Попечителей Е. П., Корневский Н. А. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника: учеб. пособие. М: Высшая школа, 2002. С. 470.
13. Бахарев С. Лекция: Методы исследования биологических объектов с применением электромагнитных волн оптического диапазона. 2017. URL: <https://docplayer.ru/28480678-Lekciya-metody-issledovaniya-biologicheskikh-obektov-s-primeneniem-elektromagnitnyh-vol-opticheskogo-diapazona-prodolzhitelnost-3-chasa.html>. (дата звернення: 17.05.2020)
14. Зырянова М. Н., Сыпин Е. В. Разработка принципов построения прибора для бесконтактного измерения сатурации крови кислородом. Южно-сибирский научный вестник. 2016. №3. С. 5–8.
15. Рогаткин Д. А. Физические основы оптической оксиметрии. 2012. URL: [http://medphyslab.com/images/publications/stat\\_oxy\\_lecture\\_r.pdf](http://medphyslab.com/images/publications/stat_oxy_lecture_r.pdf). (дата звернення: 15.10.2020)
16. Side look infra-red emitting diode. *Kingbright*. 2001. URL: <https://www.rcscomponents.kiev.ua/datasheets/km4457f3c.pdf>. (дата звернення: 15.10.2020)
17. ROUND LED LAMPS. *Kingbrigh*. URL: <https://www.rcscomponents.kiev.ua/datasheets/L-2060SRfC.pdf>. (дата звернення: 20.10.2020)
18. Townsend N. Pulse Oximetry. Neil Townsend. Medical Electronics. 2001. С. 32–42.

19. Rail-to-Rail I/O, Zero Input Crossover Distortion Amplifiers. *Analog Devices*. URL: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4505-1\\_4505-2\\_4505-4.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4505-1_4505-2_4505-4.pdf). (дата звернення: 25.10.2020)
20. Micropower, Precision Shunt Voltage Reference. *Analog Devices*. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADR1581.pdf>. (дата звернення: 05.11.2020)
21. Typical On Resistance Data Sheet. *Analog Devices*. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG1636.pdf>. (дата звернення: 05.11.2020)
22. High Precision, Low Power, Low Cost Pulse Oximeter Infrared and Red Current Sinks. *Analog Devices*. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-1583.pdf>. (дата звернення: 13.11.2020)
23. Silicon PIN Photodiode. *Vishay Semiconductor GmbH*. URL: <https://www.rcscomponents.kiev.ua/datasheets/BPW34.pdf>. (дата звернення: 17.11.2020)
24. Что такое трансимпедансный усилитель и как он работает. *digitrode.ru*. 2019. URL: <http://digitrode.ru/articles/2182-chto-takoe-transimpedansnyy-usilitel-i-kak-on-rabotaet.html>. (дата звернення: 17.11.2020)
25. LMx58-N Low-Power, Dual-Operational Amplifiers. *Texas Instruments*. 2014. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm158-n.pdf>. (дата звернення: 17.11.2020)
26. Сафронова Ю. Ф., Павлейно М. А. Активные фильтры на основе операционного усилителя. Учебно-методическое пособие: лабораторная работа по курсу «Практикум по методам планирования и проведения инженерного эксперимента». Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет, 2019. С. 29.
27. Qureshi H. Design of a Wireless Pulse Oximeter for use in a Clinical Diagnostic System. *Department of Electrical and Computer Engineering*. 2009. URL: <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.929.2825&rep=ep1&type=pdf>. (дата звернення: 18.11.2020)



28. 8-bit Atmel with 8KBytes InSystem Programmable Flash ATmega8. *Atmel*. 2013. URL: <http://files.freks.webnode.com/200008843a9d31abc9f/datasheet%20mega8.pdf>. (дата звернення: 20.11.2020)
29. Иванов И. AVR семейство микроконтроллеров. 2017. URL: <https://arduinoplus.ru/avr/>. (дата звернення: 20.11.2020)
30. Забарило Д. Динамическая индикация Программирование микроконтроллеров AVR. *diodov.net* URL: <https://diodov.net/dinamicheskaya-indikatsiya-programmirovaniya-mikrokontrollerov-avr/>. (дата звернення: 23.11.2020)
31. Основи охорони праці: підручник 2-ге видання, доповнене та перероблене. / К. Н. Ткачук та ін. К.: Основа, 2006. 448 с.

Схема електрична принципова пристрою для безконтактного визначення кисню в крові



|   |      |               |        |         |
|---|------|---------------|--------|---------|
| ІННІ 153 ДР   |      | Літ           | Маса   | Масштаб |
|   |      | у             |        |         |
| Прилад для безконтактного визначення рівня кисню в крові<br>Схема електрична принципова |      | Аркш          | 1      | Аркшів  |
|   |      |               |        | 1       |
|   |      | 8.1539        |        |         |
| Зм.   | Лист | № докум.      | Підпис | Дата    |
|   |      | Лисенко А.В.  |        |         |
|   |      | Ніканова А.О. |        |         |
|   |      | Ніканова А.О. |        |         |
|   |      | Верьвін Л.Л.  |        |         |
|   |      | Кривська Т.В. |        |         |

## Перелік елементів

| Познач.  | Найменування             |                 |               |             | Кіль.         | Прим.       |                |
|--|--------------------------|-----------------|---------------|-------------|---------------|-------------|----------------|
|  | Конденсатори             |                 |               |             |               |             |                |
| C1   | K50-33-25B-0,1мкФ        |                 |               |             | 1             |             |                |
| C2, C3   | K50-33-25B-22пФ          |                 |               |             | 1             |             |                |
| C4, C5   | K50-33-6.3B-30пФ         |                 |               |             | 1             |             |                |
| C6,C7,C8,C9  | K50-33-25B-1мкФ          |                 |               |             | 4             |             |                |
| C10  | K50-33-25B-3.100нФ       |                 |               |             | 1             |             |                |
|  | Резистори                |                 |               |             |               |             |                |
| R1   | C2-23-0.5Bm-56кОм±5%     |                 |               |             | 1             |             |                |
| R2, R3, R4   | C2-23-0.125Bm-10кОм±10%  |                 |               |             | 3             |             |                |
| R5, R7   | C2-23-0.125Bm-220 Ом±10% |                 |               |             | 2             |             |                |
| R6 ,R8, R19  | C2-23-0.125Bm-1кОм±10%   |                 |               |             | 3             |             |                |
| R9, R11  | C2-23-0.25Bm-100 Ом±10%  |                 |               |             | 2             |             |                |
| R10  | C2-23-0.125Bm-1210м±5%   |                 |               |             | 1             |             |                |
| R12  | C2-23-0.125Bm-80 Ом±5%   |                 |               |             | 1             |             |                |
| R13, R14   | C2-23-0.25Bm-1MОм±5%     |                 |               |             | 2             |             |                |
| R15, R16   | C2-23-0.25Bm-310кОм±10%  |                 |               |             | 2             |             |                |
| R17, R18   | C2-23-0.25Bm-30кОм±10%   |                 |               |             | 2             |             |                |
| R20,R23,R24  | C2-23-0.125Bm-1кОм±10%   |                 |               |             | 3             |             |                |
| R21, R22   | C2-23-0.25Bm-24кОм±10%   |                 |               |             | 2             |             |                |
| R25, R26   | C2-23-0.25Bm-19кОм±10%   |                 |               |             | 2             |             |                |
| R27-34   | C2-23-0.25Bm-3300м±10%   |                 |               |             | 8             |             |                |
| R35, R36   | C2-23-0.125Bm-10кОм±10%  |                 |               |             | 2             |             |                |
| R37, R38   | C2-23-0.125Bm-1кОм±10%   |                 |               |             | 2             |             |                |
|  | Транзистори              |                 |               |             |               |             |                |
| VT1, VT2   | BC 547                   |                 |               |             | 2             |             |                |
| ІННІ 153 ДР  |                          |                 |               |             |               |             |                |
| Прилад для безконтактного визначення рівня кисню в крові<br>Схема електрична принципова<br>Перелік елементів |                          |                 |               |             | <i>Стадія</i> | <i>Маса</i> | <i>Масштаб</i> |
|  |                          |                 |               |             | У             |             |                |
| <i>Змн</i>   | <i>Арк.</i>              | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | Аркуш 1       | Аркуш 2     |                |
| <i>Розроб.</i>   |                          | Лисенко А.В.    |               |             | 8.1539        |             |                |
| <i>Керівник</i>  |                          | Ніконоба А.О.   |               |             |               |             |                |
| <i>Консульт.</i>   |                          | Ніконоба А.О.   |               |             |               |             |                |
| <i>Н. контр.</i>   |                          | Верьовкін Л.Л.  |               |             |               |             |                |
| <i>Затвердив</i>   |                          | Критська Т.В.   |               |             |               |             |                |



2020—УДК: 001 (06)  
М 754

#### РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ

- Фролов М.О.** — ректор ЗНУ  
**Васильчук Г.М.** — проректор з наукової роботи  
**Болдуєва О.В.** — начальних науково-дослідної частини;  
**Веремчук Е.О.** — заступник декана з наукової роботи факультету інтелектуальної фізіології;  
**Грушева Т.В.** — заступник декана з наукової роботи історичного факультету;  
**Дашко І.М.** — заступник директора з професійно-інформаційної роботи Харківського факультету ЗНУ;  
**Зубцова Ю.Є.** — заступник декана з наукової роботи факультету соціальної педагогіки та психології;  
**Капріцич І.І.** — заступник декана з наукової роботи факультету соціології та управління;  
**Кириченко О.Г.** — заступник декана з наукової діяльності факультету металургії Інженерного інституту;  
**Ковпак В.А.** — заступник декана з наукової роботи факультету журналістики;  
**Копійка В.В.** — заступник декана з наукової роботи біологічного факультету;  
**Леонтьєва В.В.** — заступник декана з наукової роботи математичного факультету;  
**Мацегора І.І.** — заступник декана з наукової роботи фізіологічного факультету;  
**Назаренко І.А.** — заступник декана з наукової діяльності факультету енергетики, електроніки та інформаційних технологій Інженерного інституту;  
**Носик М.О.** — відповідальний за наукову роботу Економіко-правничого коледжу ЗНУ;  
**Олійник О.І.** — директор Торгового коледжу ЗНУ;  
**Олійник О.М.** — заступник декана з наукової роботи факультету менеджменту;  
**Пелех І.В.** — заступник декана з наукової роботи юридичного факультету;  
**Полтавець М.О.** — заступник декана з наукової діяльності факультету будівництва та цивільної інженерії Інженерного інституту;  
**Симонік А.В.** — заступник декана з наукової роботи факультету фізичного виховання;

**Сліна І.В.** — заступник декана з наукової діяльності факультету економіки та менеджменту Інженерного інституту;

**Толмачова В.С.** — голова НТСАДМВ ЗНУ;

**Трипольська О.О.** — провідний фахівець відділу патентно-інформаційного забезпечення науково-дослідної частини, координатор НТСАДМВ ЗНУ;

**Худолей Л.В.** — заступник декана з наукової роботи економічного факультету.

*Збірник укладено за результатами XIII університетської науково-практичної конференції студентів, аспірантів і молодих вчених «Молода наука-2020», що проходила 13-15 квітня 2020 року.*

*Автори публікацій несуть відповідальність за достовірність фактичних даних, чіткість викладу тексту, цитування, а також мовно-стилістичний рівень написання матеріалів.*

*Збірник наукових праць студентів, аспірантів і молодих вчених «Молода наука-2020»: у 5 т. / Запорізький національний університет. — Запоріжжя: ЗНУ, 2020. — Т.5. — 280 с.*

УДК: 001 (06)  
М 754

©Запорізький національний університет, 2020  
©Автори публікацій, 2020

Науково-дослідна частина  
Наукове товариство студентів,  
аспірантів, докторантів і молодих вчених

**ЗБІРНИК**  
наукових праць студентів,  
аспірантів і молодих вчених

«МОЛОДА НАУКА-2020»

Том V

«Секції Інженерного інституту ЗНУ»

Запоріжжя  
2020

Лисенко Анастасія  
студентка 1 курсу ФЕЕП І ЗНУ  
Наук. кер.: к.т.н., доц. Ніконова А.О.

### КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРІВ СТАНУ БІОЛІТЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Системи радіочастотної ідентифікації (РІД, або RFID, – Radio Frequency Identification) широко використовуються в системах дистанційної діагностики захворювань, безконтактного контролю і оцінки стану організму людини, що необхідно для забезпечення безпеки життєдіяльності.

Системи контролю стану здоров'я можуть бути розділені на групи за місцем розташування радіо-мітки на тілі людини: що носяться і імплантовані [1]. До систем контролю, що носяться, відносяться системи з радіо-мітками, які розташовані на поверхні тіла або на одязі. У системах з імплантованими мітками, мітки вводяться в організм людини шляхом хірургічного втручання. На рисунку 1 показано схему збору та передачі інформації про стан об'єкта.

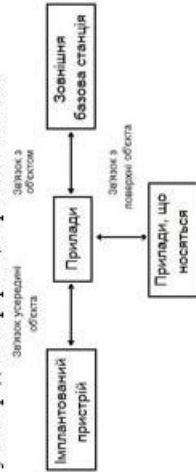


Рисунок 1 – Схема збору та передачі інформації про стан об'єкта.  
Схема включає в себе біоелектричні прилади, що носяться і імплантовані й зовнішню базову станцію, що приймає зібрану інформацію.

Найпоширенішими типами систем, що носяться є системи контролю частоти серцевих скорочень, системи моніторингу сну, вимірювання рівня глюкози. Багато уваги приділяється мультисенсорним системам, що містять відразу кілька датчиків, що вимірюють різні характеристики організму (температура, кров'яний тиск, частота серцевих скорочень) [2].

Одними з найбільш поширених типів імплантованих медичних пристроїв є кардіостимулятори, системи для відновлення зору, системи дослідження шлунково-кишкового тракту.

Аналізуючи матеріали досліджень можна виділити такі основні напрямки.  
- електродинамічний аналіз поширення електромагнітного сигналу в багатопаровій біологічному середовищі;

- розробка систем радіочастотної, що забезпечують бездротову ідентифікацію об'єктів в специфічних умовах біологічного середовища.

### Література

1. Moradi E., Koski K., Björninen T., Sydänheimo L., Rabaey J.M., Carmena J.M., Rahmat-Samii Y., Ukkonen L. // IEEE Antennas and Propagation Magazine. 2014. Vol. 56. N.1. P. 271–291.
2. Плєскачев В.В., Вендик І.Б., Вендик О.Г. // Сб. тр. конф. «Електроніка і мікроелектроніка СВЧ». СПб.: 1–4 июня 2015. С. 202–206.

## 26 листопада 2020 року

XXXI університетська науково-практична конференція студентів, аспірантів і  
викладачів ІННІ ЗНУ

УДК 621.38

Лисенко Анастасія  
студентка 2 курсу

Наук. кер.: доц. Ніконова А. О.

## ДОСЛІДЖЕННЯ БЕЗКОНТАКТНОГО МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ КИСНЮ В КРОВІ

Насичення киснем в клінічній практиці широко використовують для оцінки тяжкості стану хворого. Сьогодні проблема безконтактного визначення рівня кисню у крові є однією з найактуальніших. Ознакою важкої форми COVID-19 вважають зниження напруги кисню в артеріальній крові. Рівень насичення крові киснем – це один з основних показників, за яким судять, чи потрібно дати пацієнту кисень через маску і чи потрібна йому штучна вентиляція легень. Через критичний характер споживання кисню важливо мати можливість контролювати його поточне насичення.

Дезоксигемоглобін (гемоглобін, що не містить кисню – RНb) інтенсивно поглинає червоне світло, слабо затримує інфрачервоне світло. Оксигемоглобін (повністю оксигенований гемоглобін, кожна молекула якого містить чотири молекули кисню – НbO<sub>2</sub>) добре поглинає інфрачервоне випромінювання, слабо затримує червоне. Саме на цьому базуються принципи безконтактного методу визначення рівня кисню в крові. За співвідношенням червоного та інфрачервоного потоків, що дійшли від джерела випромінювання до фотодетектора через ділянку тканини визначається ступінь сатурації.

Використовують два джерела випромінювання з різними спектральними характеристиками. Обирають червону і ближню інфрачервону області спектра випромінювання для отримання найбільшої чутливості (ділянки спектра з найбільшою різницею в поглинанні світла оксигемоглобіном і гемоглобіном). Сигнал що проходить через тканини, включає дві складові: пульсуючу компоненту, обумовлену зміною обсягу артеріальної крові при кожному серцевому скороченні, і постійну "базову" складову, яка визначається оптичними властивостями шкіри, венозної і капілярної крові та інших тканин досліджуваної ділянки. Шляхом аналізу форми сигналу можна виділити його фрагменти, що відповідають моментам систолічного викиду. Саме в ці короткі проміжки часу на вершині систоли вдається найбільш точно визначити сатурацію артеріальної крові киснем. Для підвищення точності визначення сатурації використовують нормування сигналів поглинання світла.

### Література

- 1 Сметкин А. А. Мониторинг венозной сатурации в анестезиологии и интенсивной / А. А. Сметкин, М. Ю. Киров. // ОБЩАЯ РЕАНИМАТОЛОГИЯ. – 2008. – №4. – 86–90 с.
- 2 Калакутский Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга. / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – Самара: Самар. гос. аэрокосм. ун-т, 1999. – 161 с.