МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи

рівень вищої освіти *другий (магістерський)*

на тему *Дослідження та розробка оптоелектронної системи контролю основних життєвих показників*

Виконав: студент *II* курсу, групи *8.1764*

Гурін Микита Романович _____

(прізвище та ініціали) (підпис)

Напряму підготовки_____

(шифр)

Спеціальності *176*

Мікро- та наносистемна техніка

(назва)

Керівник *доцент, доцент, к.т.н.*

Ніконова А.О.

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

Рецензент *інженер-конструктор Конструкторського бюро Колосова Григор'єва І.К.*

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

м. Запоріжжя

2025 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні

Рівень вищої освіти _____ *другий (магістерський)*_____
(перший (бакалаврський) рівень, другий (магістерський) рівень)

Напрям підготовки _____*176*_____
(шифр)

Спеціальність_____*Мікро- та наносистемна техніка*_____
(назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри _____*ЕІСПЗ*_____

_____*Критська Т.В.*_____

"12" *грудня* 2025 року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

_____*Гуріну Микиті Романовичу*_____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи *«Дослідження та розробка оптоелектронної системи контролю основних життєвих показників»*_____

керівник роботи_____*Ніконова Аліна Олександрівна*
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від *" 27 "лютого 2025 року №313-с*

2. Строк подання студентом роботи_____12 *грудня 2025 року*_____

3. Вихідні дані до роботи *інфрачервоний світлодіод IR908-7C-F, фотодіод BPW34, операційний підсилювач ADA4505-2, таймер NE555.*

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):

1. Оптоелектронні медичні прилади

2. Розробка пристрою оптоелектронної системи контролю основних життєвих показників

3. Техніко-економічне обґрунтування

4. Охорона праці та техногенна безпека

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

Л1 – Прилади для визначення основних життєвих показників та їх характеристики; Л2 –: Загальна структурна схема приладу; Л3 – Алгоритм обробки сигналу в пульсоксиметрі; Л4 – Блок прийому та передачі інформації; Л5– Блок синхронізації світлодіодів; Л6 – Блок визначення пульсу; Л7 – Реалізація операції ділення на логічних елементах: Л8 – Схема електрична принципова

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата завдання прийняв
I	*Ніконова А.О.*	*28.02.2025*
II	*Ніконова А.О.*	*01.05.2025*
III	*Ніконова А.О.*	*08.11.2025*
IV	*Ніконова А.О.*	*25.11.2025*

7. Дата видачі завдання _____*28.02.2025 року*_____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного роботи	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1.	*Аналіз методів та засобів контролю життєвих показників (сатурації та пульсу)*	*20.04.2025*	
2.	*Розробка структурної схеми оптоелектронної системи*	*20.05.2025*	
3.	*Розробка та розрахунок блоків випромінювання та приймання сигналів*	*20.06.2025*	
4.	*Розробка схеми обробки інформації та розрахунку SpO2 на комбінаційних елементах*	*15.10.2025*	
5.	*Моделювання роботи пристрою в середовищі Proteus*	*05.11.2025*	
6.	*Техніко-економічне обґрунтування*	*25.11.2025*	
7.	*Охорона праці та техногенна безпека*	*02.12.2025*	
8.	*Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу*	*10.12.2025*	
9.	*Подання роботи на кафедру*	*12.12.2025*	

Студент _____ *Гурін М.Р.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

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

Нормоконтроль пройдено _____ *Верьовкін Л.Л.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота містить 100 сторінок, 51 рисунок, 21 таблицю, 26 джерел літератури.

Об’єкт дослідження – процес неінвазивного вимірювання сатурації артеріальної крові киснем (SpO2) та частоти серцевих скорочень..

Мета роботи – дослідження та розробка оптоелектронної системи контролю основних життєвих показників.

Завдання роботи – розробити оптоелектронну систему контролю сатурації та пульсу з апаратною реалізацією обчислень на комбінаційних логічних схемах та провести порівняльний аналіз із мікроконтролерним аналогом.

Методика досліджень – комп’ютерне моделювання вузлів пристрою в програмних середовищах Proteus 8.11 та Electronics Workbench 5.12.

Короткий виклад результатів досліджень – розроблено оптоелектронну систему, яка використовує метод розділення зміної (AC) та постійної (DC) складових фотоплетизмограми. Блок випромінювання побудовано на основі світлодіодів червоного та інфрачервоного спектрів з імпульсним керуванням для енергозбереження. Унікальність розробки полягає у реалізації блоку обчислення сатурації на основі жорсткої логіки, що забезпечує високу надійність та незалежність від збоїв програмного забезпечення.

Результати впроваджень – у II Міжнародній науково – практичній конференції Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ «Інженерні інновації та розбудова національної економіки».

Прогнозні пропозиції – рекомендується подальша доробка схеми, для реалізації всіх операцій та моделювання математичної моделі в MatLab.

ПУЛЬСОКСИМЕТР, САТУРАЦІЯ, ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМА, ОПЕРАЦІЙНИЙ ПІДСИЛЮВАЧ, КОМБІНАЦІЙНА ЛОГІКА, СУМАТОР.

Кваліфікаційну роботу виконано на кафедрі електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення з 28.02.2024р. по 05.02.2025 р.

Зміст

ВСТУП 5
1 ОПТОЕЛЕКТРОННІ МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ 6
1.1 Життєві показники 6
1.1.1 Основні життєві показники 6
1.1.2 Додаткові життєві показники 10
1.2 Оптоелектронні методи та системи для діагностики здоров'я людини . 13
1.2.1 Пульсоксиметрія 14
1.2.2 Фотоплетизмограма 15
1.2.3 Трансдермальна оптична візуалізація 19
1.2.4 Капнографія 19
1.3 Визначення сатурації крові за допомогою комбінаційних пристроїв 20
2 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ ОПТОЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ОСНОВНИХ ЖИТТЄВИХ ПОКАЗНИКІВ 23
2.1 Алгоритм визначення оксигенації крові 23
2.2 Загальна структурна схема приладу 26
2.3 Блок випромінювання сигналу 28
2.3.1 Джерело струму 35
2.3.2 Джерело опорної напруги 39
2.3.3 Перемикач 42
2.3.4 Структура схема блоку випромінювача 44
2.3.5 Схема синхронізації світлодіодів 47
2.4 Блок приймача сигналу 48
2.5 Блок визначення пульсу 53
2.5.1 Схема формування часового інтервалу 54
2.5.2 Альтернативна реалізація вимірювання пульсу на базі мікроконтролера 56
2.6 Блок аналогово-цифрового перетворення 58
2.7 Реалізація функції розрахунку за допомогою суматора-віднімача 61
2.7.1 Методи реалізації операції ділення 63

2.9 Моделювання схеми розрахунку показника оксигенації крові 68
3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ..... 73
4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА..... 79
4.1 Вимоги до виробничих приміщень 80
4.2 Освітлення робочих місць 82
4.3 Електробезпека на підприємстві 84
4.4 Організаційно-технічні заходи пожежної безпеки 85
ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ..... 88
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ..... 90
ДОДАТОК А 93
ДОДАТОК Б 94
ДОДАТОК В..... 95
ДОДАТОК Г 96

ВСТУП

Розробка пульсоксиметрів є одним із пріоритетних напрямів медичної інженерії, оскільки ці пристрої дозволяють оперативно вимірювати насичення крові киснем (SpO_2) і пульс, що критично важливо в умовах війни, пандемій або при лікуванні пацієнтів з дихальною або серцево-судинною недостатністю. Своєчасне виявлення гіпоксії дозволяє врятувати життя, а використання портативних пульсоксиметрів є ефективним як у лікарнях, так і в польових умовах, на етапах евакуації та в домашньому догляді.

Сучасні пульсоксиметри можуть створюватися на основі мікропроцесорів або мікроконтролерів, що забезпечують цифрову обробку сигналів, побудову графіків та автоматичний розрахунок життєвих показників. Також існує можливість реалізації пульсоксиметрів на комбінаційних цифрових пристроях, що дозволяє уникнути програмного забезпечення і зробити схему більш надійною в складних умовах. Такий підхід може бути корисним у військовій медицині або в ситуаціях, де потрібна максимальна автономність і простота експлуатації.

Є декілька способів реалізації схем пульсоксиметрів – від повністю цифрових систем на базі ПЛІС або мікроконтролерів до комбінованих рішень з використанням аналогових елементів для попередньої обробки сигналів. Це відкриває широкі можливості для адаптації конструкції під конкретні потреби, обмеження живлення або умови експлуатації. Таким чином, пульсоксиметри є не лише корисним інструментом медичного спостереження, але й прикладом високотехнологічного пристрою, який можна розробляти з урахуванням як клінічних, так і технічних вимог.

1 ОПТОЕЛЕКТРОННІ МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ

1.1 Життєві показники

Життєві показники – об'єктивні вимірювання і оцінка основних фізіологічних функцій живого організму, що є критично важливим першим кроком для будь-якої клінічної оцінки. Традиційно життєво важливі показники людини складаються з температури тіла, частоти пульсу, артеріального тиску та частоти дихання. Існує цілий ряд параметрів, які можуть бути корисними поряд із традиційними чотирма параметрами життєво важливих ознак, наприклад рівень болі, пульсоксиметрія та ін.

Життєво важливі показники є індикаторами стану здоров'я людини, а нормальні вимірювання забезпечують належне функціонування кровообігу, дихання, нервової системи та ендокринної системи. Крім того, вони зазвичай використовуються для загального повідомлення про стан пацієнта та тяжкість захворювання. Показники життєво важливих функцій відіграють важливу роль у відділеннях невідкладної допомоги і в палатах інтенсивної терапії, щоб визначити пацієнтів із ризиком погіршення стану.

1.1.1 Основні життєві показники

Температура тіла є змінною, а також нелінійною, і на неї впливають багато внутрішніх і зовнішніх факторів. Нормальна температура тіла здорової дорослої людини становить приблизно 37,0 градусів за Цельсієм. Температура тіла людини зазвичай коливається від 36,5 до 37,5 градусів за Цельсієм Вона

регулюється в гіпоталамусі у вузькому термодинамічному діапазоні та підтримується для оптимізації синаптичної передачі біохімічних реакцій.

Найчастіше використовують пахвові, ректальні, ротові термометри та барабанну перетинку для реєстрації температури тіла (приклад ртутного термометра наведено на рисунку 1.1), а найпоширенішими пристроями є електронні та інфрачервоні термометри. Вони можуть контролювати температуру на різних ділянках, і кожна ділянка виміру має свій діапазон, а також переваги та недоліки.



Рисунок 1.1 – Ртутний термометр для вимірювання температури тіла

У повсякденній практиці пульс на променевій артерії є найбільш часто використовуваним місцем для перевірки периферичного пульсу, коли пульс пальпується на радіальній стороні передпліччя, проксимальніше зап'ясткового суглоба, як показано на рисунку 1.2. Параметри для оцінки пульсу включають його частоту, ритм, гучність, амплітуду та швидкість збільшення, симетричність. Частота пульсу є важливою для вимірювання для оцінки фізіологічних і патологічних процесів, що впливають на організм. Нормальний діапазон для дорослої людини становить від 60 до 100 ударів на хвилину з частотою вище 100 ударів на хвилину та частотою нижче 60 ударів на хвилину, що називається тахікардією та брадикардією відповідно.



Рисунок 1.2 - Місце вимірювання периферічного пульса на променевій артерії

Частота дихання – це кількість дихальних рухів за хвилину. Нормальна частота дихання у середньої дорослої людини становить від 12 до 20 вдихів на хвилину. У педіатричній віковій групі цей показник визначається конкретною віковою групою. Важливі параметри тут знову включають частоту, глибину дихання та характер дихання. Показники, що вищі або нижчі за очікувані, називаються тахіпное та брадіпное відповідно.

Тахіпное описується як частота дихання понад 20 вдихів на хвилину, яка може виникнути в фізіологічних умовах, таких як фізичні вправи, емоційні зміни або вагітність. Такі патологічні стани, як біль, пневмонія, тромбоемболія легеневої артерії, астма, аспірація чужорідного тіла, тривожні стани, сепсис, отруєння чадним газом і діабетичний кетоацидоз, також можуть супроводжуватися тахіпное.

Брадипное, яке описується як вентиляція менше 12 вдихів на хвилину, може спостерігатися через погіршення будь-якого основного захворювання дихальної системи, що призводить до дихальної недостатності, або через використання депресантів центральної нервової системи, таких як алкоголь, наркотики, бензодіазепіни, або метаболічні порушення.

Апное – це повне припинення надходження повітря в легені на 15 секунд. Виявляється при зупинці серцево-легеневої діяльності, обструкції дихальних шляхів, передозуванні наркотиків, бензодіазепінів.

Діти та немовлята мають частоту дихання та серцевих скорочень більше, ніж у дорослих, як показано в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Нормативні показники частоти серцевих скорочень та частоти дихання для різних вікових груп.

Вік	Нормальний пульс (ударів за зіилину)		Нормальна частота дихання (рухів за хвилину)	
	Діапазон	Середній	Діапазон	Середній
Новонароджений	100–160	130	30–50	40
0–5 місяців	90–150	120	25–40	30
6–12 місяців	80–140	110	20–30	25
1–3 роки	80–130	105	20–30	25
3–5 років	80–120	100	20–30	25
6–10 років	70–110	90	15–30	20
11–14 років	60–105	80	12–20	16
15–20 років	60–100	80	12–30	20

Артеріальний тиск є важливим життєвим показником для розуміння гемодинамічного стану пацієнта. Для його вимірювання зазвичай використовують механічний сфігмоманометр у комплекті зі стетоскопом (рис. 1.3) або автоматичні тонометри.



Рисунок 1.3 – Механічний сфігмоманометр та стетоскоп для вимірювання артеріального тиску

Перед вимірюванням артеріального тиску пацієнт не повинен вживати напої з кофеїном принаймні за годину до тестування і не курити будь-які продукти з нікотином принаймні за 15 хвилин до вимірювання тиску. Слід спорожнити сечовий міхур перед вимірюванням артеріального тиску. Бажано, щоб пацієнт сидів принаймні п'ять хвилин перед вимірюванням артеріального тиску. Цей крок усуває або принаймні мінімізує вищі показники, які могли статися вторинними після поспішного звернення до клініки. У хворого необхідно вимірювати артеріальний тиск на кожній руці, а у пацієнтів молодшого віку – на верхній і нижній кінцівці, щоб виключити коарктацію аорти. Використання правильного розміру манжети дуже важливо. Манжета меншого розміру дає хибно високий тиск, а манжета більшого розміру – хибно нижчий. Середні показники артеріального тиску для дітей та підлітків представлено в табл. 1.2.

Таблиця 1.2 – Показники нормального систолічного та діастолічного тиску у дітей.

Вікова група	Середній вік	Систолічний тиск		Діастолічний тиск	
		Діапазон	Середні показник	Діапазон	Середні показник
Немовлята	1-12 місяців	75-100	85	50–70	60
Малюки	1-4 роки	80-110	95	50–80	65
Дошкільнята	3-5 років	80-110	95	50–80	65
Школярі	6-13 років	85-120	100	55–80	65
Підлітки	13-18 років	95-140	115	60–90	75

1.1.2 Додаткові життєві показники

Насичення киснем вважається важливим елементом оцінки та ведення догляду за пацієнтом. Термін насичення киснем означає відсоток кисню, що циркулює в крові людини. Визначається насичення артеріальної крові киснем

(сатурація – SaO_2), яке вимірюється за допомогою неінвазивної пульсоксиметрії (SpO_2). Зовнішній вигляд типового пальчикового пульсоксиметра, що відображає значення сатурації та пульсу, зображено на рисунку 1.4.

Нормальні значення: 95-98 %. Гіпоксія: <92 %. Розвиваються електроенцефалографічні, зорові та когнітивні зміни: <80-85 %.

Пульсоксиметрія має специфічність 90 % і чутливість 92 % при виявленні гіпоксії. Більшість оксиметрів дають показання на 2 % нижче або на 2% вище результатів, отриманих за допомогою аналізу газу артеріальної крові.



Рисунок 1.4 – Пульсоксиметр який вимірює сатурацію та частоту серцевих скорочень

Гази артеріальної крові – це пряме вимірювання фактичної кількості газів (вуглекислого газу та кисню), що переносяться кров'ю. Це вимірювання проводиться безпосередньо з артерії (зазвичай зап'ястя).

В залежності від локальних особливостей кожної з країн та протоколів обстеження та лікування пацієнтів, до обов'язкових життєвих показників які визначаються, включають:

- Зріст, вага тіла та індекс маси тіла;
- Біль;
- Менструальний цикл;

- Рівень глюкози крові;
- Моніторинг CO_2 у кінці дихання ($EtCO_2$);
- Функціональний стан людини;
- Швидкість ходи;
- Делірій.[1]

Класифікація приладів для визначення основних життєвих показників показана на рисунку 1.5.



Рисунок 1.5 – Класифікація приладів для визначення основних життєвих показників

До основних приладів які використовуються в медицині для визначення показників є пульсоксиметр, монітор інтенсивності болю, апарат ЕКГ, імплантований кардіомонітор. Характеристики цих приладів показано на рисунку 1.6.



Рисунок 1.6 – Прилади для визначення основних життєвих показників та їх характеристики

1.2 Оптоелектронні методи та системи для діагностики здоров’я людини

Оптоелектронні прилади та методи займають центральне місце в сучасній медичній практиці, забезпечуючи високоточну, швидку та неінвазивну діагностику, аналіз і моніторинг життєвих показників. В основі їхньої роботи лежить застосування світла в поєднанні з електронними компонентами, що дозволяє ефективно отримувати й обробляти інформацію про фізіологічний стан організму. Завдяки цьому такі пристрої мають переваги у гнучкості використання, точності вимірювань і мінімізації дискомфорту для пацієнтів.

Зокрема, оптоелектронні технології дозволяють вимірювати насиченість киснем у крові, частоту серцевих скорочень, кровообіг, рівень вуглекислого газу у видихуваному повітрі, а також інші життєво важливі параметри. Їх використовують як у клінічних умовах – у відділеннях інтенсивної терапії, операційних, кардіологічних і пульмонологічних центрах, – так і в домашніх пристроях для тривалого моніторингу здоров’я.

Завдяки швидкому розвитку технологій та вдосконаленню оптоелектронних компонентів спектр таких приладів постійно розширюється, пропонуючи нові можливості для підвищення ефективності лікування та профілактики. Далі розглянемо основні види оптоелектронних пристроїв, які широко застосовуються для моніторингу життєвих показників, їхні принципи роботи.

1.2.1 Пульсоксиметрія

Пульсоксиметрія є неінвазивним методом контролю насичення крові киснем. Показання периферичного насичення киснем (SpO_2) зазвичай знаходяться в межах 2% точності (в межах 4% точності в 95% випадків) більш точного (і інвазивного) зчитування насичення артеріальної киснем (SO_2) з аналізу газів артеріальної крові.

Стандартний пульсоксиметр пропускає дві довжини хвилі світла через тканину до фотодетектора. Використовуючи переваги пульсуючого потоку артеріальної крові, він вимірює зміну абсорбції протягом серцевого циклу, дозволяючи визначати абсорбцію лише артеріальної крові, виключаючи незмінну абсорбцію венозної крові, шкіри, кісток, м’язів, жир і, в багатьох випадках, лак для нігтів. Дві довжини хвилі вимірюють кількість зв’язаного (насиченого киснем) і незв’язаного (не насиченого киснем) гемоглобіну, і з їхнього співвідношення обчислюється відсоток зв’язаного гемоглобіну. Найбільш поширеним методом є *трансмісивна пульсоксиметрія*. У цьому підході освітлюється одна сторона тонкої частини тіла пацієнта, зазвичай кінчик пальця або мочка вуха, а фотодетектор знаходиться з іншого боку. Кінчики пальців і мочки вух мають непропорційно сильний кровотік відносно їхнього розміру, щоб зберегти тепло, але цього не вистачає пацієнтам з гіпотермією. Інші зручні місця включають стопу немовляти або щоку або язик

пацієнта без свідомості. Існують також портативні моделі, що кріпляться на зап'ястя та мають виносний датчик (рис. 1.7).



Рисунок 1.7 – Пульсоксиметр

Менш поширеною альтернативою є відбивна пульсоксиметрія, яка розміщує фотодетектор на одній поверхні з освітленням. Цей метод не потребує тонкої частини тіла людини, тому його можна використовувати майже будь-де на тілі, наприклад на лобі, грудях або ступнях, але він все ще має деякі обмеження. Вазодилатація та скупчення венозної крові в голові через порушення венозного повернення до серця може спричинити поєднання артеріальної та венозної пульсації в області чола та призвести до помилкових результатів SpO_2. Такі стани виникають під час проведення анестезії з ендотрахеальною інтубацією та ШВЛ або у пацієнтів у положенні Тренделенбурга.[2]

1.2.2 Фотоплетизмограма

Фотоплетизмограма (PPG) – це оптично отримана плетизмограма, яку можна використовувати для виявлення змін об’єму крові в мікросудинному руслі тканини. PPG часто отримують за допомогою пульсоксиметра, який освітлює шкіру та вимірює зміни в поглинанні світла. Звичайний

пульсоксиметр контролює перфузію крові до дерми та підшкірної клітковини шкіри.

З кожним серцевим циклом серце перекачує кров на периферію. Незважаючи на те, що цей імпульс тиску дещо гаситься до моменту, коли він досягає шкіри, цього достатньо, щоб розширити артерії та артеріоли в підшкірній клітковині. Якщо пульсоксиметр приєднати без стиснення шкіри, пульс тиску також можна побачити з венозного сплетення у вигляді невеликого вторинного піку.

Зміна об’єму, спричинена імпульсом тиску, виявляється шляхом освітлення шкіри світлом від світлодіода (LED), а потім вимірювання кількості світла, що проходить або відбивається на фотодіод. Кожен серцевий цикл відображається як пік, що продемонстровано на рисунку 1.8. Оскільки кровотік до шкіри може регулюватися кількома іншими фізіологічними системами, PPG також можна використовувати для моніторингу дихання, гіповолемії та інших станів кровообігу. Крім того, форма хвилі PPG відрізняється від суб’єкта до суб’єкта та залежить від місця та способу прикріплення пульсоксиметра.

Хоча датчики PPG широко використовуються в ряді комерційних і клінічних застосувань, точні механізми, що визначають форму сигналу PPG, ще не повністю зрозумілі.

У той час як фотоплетизмографія зазвичай вимагає певної форми контакту зі шкірою людини (наприклад, вухом, пальцем), дистанційна фотоплетизмографія дозволяє визначати фізіологічні процеси, такі як кровотік, без контакту зі шкірою. Це досягається за допомогою відеозапису обличчя для аналізу тонких миттєвих змін у кольорі шкіри об’єкта, які не помітні людському оку. Таке вимірювання рівня кисню в крові за допомогою камери є безконтактною альтернативою звичайній фотоплетизмографії. Наприклад, його можна використовувати для моніторингу частоти серцевих скорочень новонароджених немовлят або аналізувати за допомогою глибоких нейронних мереж для кількісного визначення рівня стресу.

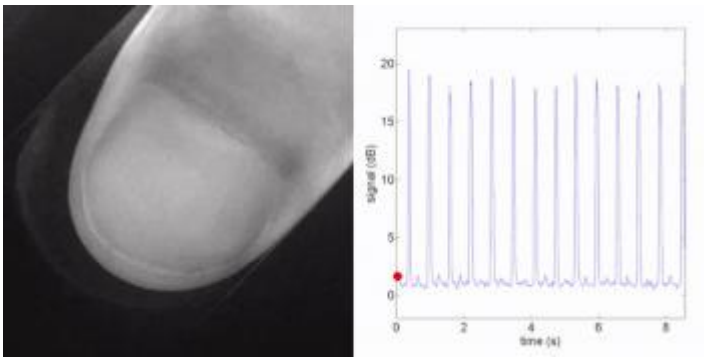


Рисунок 1.8 – Фотоплетизмографія великого пальця методом позаосьової цифрової голографії

Дистанційну фотоплетизмографію також можна виконувати за допомогою цифрової голографії, яка чутлива до фази світлових хвиль і, отже, може виявляти субмікронний рух поза площиною. Зокрема, за допомогою цифрової голографії на великому пальці можна виміряти ширококутне зображення пульсуючого руху, спричиненого кровотоком. Результати можна порівняти з пульсом крові, що контролюється за допомогою плетизмографії під час оклюзійно-реперфузійного експерименту. Основною перевагою цієї системи є відсутність необхідності фізичного контакту з досліджуваною ділянкою поверхні тканини. Двома основними обмеженнями цього підходу є (i) позаосьова інтерферометрична конфігурація, яка зменшує доступну просторову смугу частот матриці датчиків, і (ii) використання аналізу короткочасного перетворення Фур'є (через дискретне перетворення Фур'є), який фільтрує вимкнути фізіологічні сигнали.

Приклад візуалізації пульсуючих хвиль методом позаосьової голографічної фотоплетизмографії наведено на рисунку 1.9.

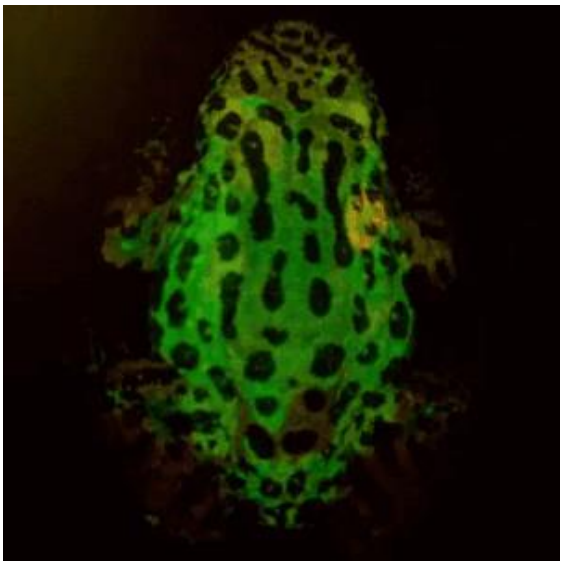


Рисунок 1.9 – Пульсуючі хвилі на спині жаби, виміряні за допомогою позаосьової голографічної фотоплетизмографії

Аналіз головних компонентів цифрових голограм, реконструйованих із оцифрованих інтерферограм, отриманих із частотою понад ~1000 кадрів на секунду, виявляє поверхневі хвилі на руці. Цей метод є ефективним способом виконання цифрової голографії з інтерферограм на осі, що полегшує як зменшення просторової смуги пропускання позаосьової конфігурації, так і фільтрацію фізіологічних сигналів. Вища просторова смуга пропускання має вирішальне значення для більшого поля зору зображення.

Удосконалення голографічної фотоплетизмографії, голографічного лазерного доплерівського зображення, дозволяє неінвазивно контролювати пульсову хвилю кровотоку в кровоносних судинах сітківки, судинної оболонки, кон’юнктиви та райдужної оболонки ока. Зокрема, лазерна допплерівська голографія очного дна, судинної оболонки складають переважний внесок у високочастотний лазерний доплерівський сигнал. Однак можна обійти його вплив, віднявши просторово усереднений базовий сигнал, і досягти високої тимчасової роздільної здатності та можливості повного зображення пульсуючого кровотоку.[3]

1.2.3 Трансдермальна оптична візуалізація

Трансдермальна оптична візуалізація, також відома як трансдермальна оптична візуалізація або TOI, – це метод виявлення кровотоку обличчя шляхом вимірювання концентрації гемоглобіну за допомогою цифрової відеокамери. Через напівпрозорість шкіри світло може проходити під шкірою та повторно випромінюватися. На світло, що повторно випромінюється з-під шкіри, впливають хромофори, головним чином гемоглобін і меланін, які відрізняються за кольором. Різниця кольорів дозволяє програмному забезпеченню машинного навчання TOI розділяти зображення на шари, які називаються бітовими площинами. Він виділяє сигнали, багаті на гемоглобін, і сигнали, багаті на меланін, а потім відкидає сигнали, багаті на меланін, щоб отримати запис змін гемоглобіну під шкірою. Трансдермальна оптична візуалізація була запропонована як альтернатива методам вимірювання артеріального тиску за допомогою манжети, оскільки вона здатна точно вимірювати частоту серцевих скорочень «безконтактним і неінвазивним» способом. Трансдермальна оптична візуалізація може виявити приховані емоції за допомогою моделей кровотоку в обличчі.[4]

1.2.4 Капнографія

Капнографія – це моніторинг концентрації або парціального тиску вуглекислого газу (CO_2) у дихальних газах. Його основним розвитком є інструмент моніторингу для використання під час анестезії та інтенсивної терапії. Зазвичай його подають у вигляді графіка CO_2(вимірюється в кілопаскалях, «кПа» або міліметрах ртутного стовпа, «мм рт. ст.»), нанесених на графік у залежності від часу або, що рідше, але більш корисно, об’єму, що закінчився (відомий як об’ємна капнографія). Сюжет може також показувати

натхненний CO_2, що представляє інтерес при використанні дихальних систем. Коли вимірювання проводиться наприкінці вдиху (видиху), це називається CO_2 в кінці припливу ($PETCO_2$).

Типовий вигляд капнограми наведено на рисунку 1.10.

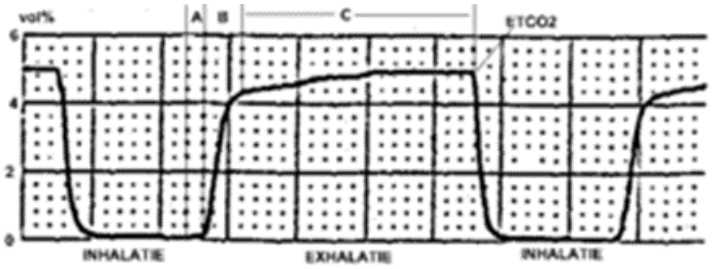


Рисунок 1.10 – Типова капнографія

Капнограма є прямим монітором концентрації або парціального тиску CO_2 у вдиху та видиху, і непрямий моніторинг CO_2 парціальний тиск в артеріальній крові. У здорових осіб різниця між артеріальною кров'ю і видихуваним газом CO_2 парціальний тиск дуже малий (нормальна різниця 4-5 мм рт. ст.). При наявності більшості форм легеневих захворювань, а також деяких форм вроджених вад серця (ціанотичні ураження) різниця між артеріальною кров'ю і виділеними газами збільшується, що може бути ознакою нової патології або зміни в серцево-судинній системі вентиляції легень.[5]

1.3 Визначення сатурації крові за допомогою комбінаційних пристроїв

Типовий пульсоксиметр використовує електронний процесор і пару світлодіодів (світлодіодів), спрямованих до фотодіода через напівпрозору частину тіла пацієнта, як правило, кінчик пальця або мочку вуха. Один світлодіод червоний з довжиною хвилі 660 нм, а інший інфрачервоний з довжиною хвилі 940 нм. Поглинання світла на цих довжинах хвиль суттєво

відрізняється між кров'ю, насиченою киснем, і кров'ю без кисню. Насичений киснем гемоглобін поглинає більше інфрачервоного світла і пропускає більше червоного світла. Дезоксигенований гемоглобін пропускає більше інфрачервоного світла та поглинає більше червоного світла. Світлодіоди послідовно вмикаються один, потім інший, а потім обидва вимикаються приблизно тридцять разів на секунду, що дозволяє фотодіоду реагувати на червоне та інфрачервоне світло окремо, а також налаштовуватися на базову лінію навколишнього освітлення.

Вимірюється кількість світла, яке пропускається (іншими словами, яке не поглинається), і виробляються окремі нормовані сигнали для кожної довжини хвилі. Ці сигнали коливаються в часі, тому що кількість присутньої артеріальної крові збільшується (буквально пульсує) з кожним ударом серця. Шляхом віднімання мінімального світла, що пройшло, від світла, що пройшло на кожній довжині хвилі, вплив інших тканин коригується, генеруючи безперервний сигнал для пульсуючої артеріальної крові. Співвідношення вимірювання червоного світла до вимірювання інфрачервоного світла потім обчислюється процесором (що представляє відношення оксигенованого гемоглобіну до деоксигенованого гемоглобіну), і це співвідношення потім перетворюється в SpO_2.[2]

Для визначення насиченості крові киснем використовують загалом пульсоксиметри, вони складаються з датчику, системи обробки сигналів та дисплею. Це значно полегшує діагностику та моніторинг життєвих показників. Прикладом реалізації функції передачі корисної інформації на Arduino для подальшого розрахунку SpO2 є оптичний сенсор серцевого ритму.

Метою роботи є дослідження та розробка оптоелектронної системи контролю основних життєвих показників

Для досягнення мети потрібно виконати наступні задачі:

1. Провести дослідження методів неінвазивного моніторингу життєвих показників людини та проаналізувати принципи роботи оптоелектронних сенсорів для пульсоксиметрії.

2. Створити загальну структурну схему приладу. Визначити функціональне призначення та взаємодію основних блоків: оптичного, підсилювального, фільтрації та обчислювального.

3. Розробити схему блоку випромінювання сигналу, що включає прецизійне джерело струму, джерело опорної напруги та комутатор. Провести моделювання схеми керування та синхронізації червоного й інфрачервоного світлодіодів у середовищі Proteus 8.11.

4. Розробити схему приймального тракту, що складається з фотодетектора, трансімпедансного підсилювача та активних фільтрів для розділення змінної (AC) та постійної (DC) складових сигналу.

5. Спроектувати блок визначення пульсу, який включає піковий детектор та тригер Шмітта для формування цифрових імпульсів, а також лічильник для підрахунку частоти серцевих скорочень.

6. Провести розрахунок та моделювання арифметичного блоку на основі суматора-віднімача з використанням логічних елементів «Виключне АБО» та І для обробки цифрового сигналу. Провести моделювання роботи суматора у середовищі Electronics Workbench 5.12.

7. Реалізувати перетворення додаткового коду в прямий та схему дешифратора для виведення результатів вимірювання на семисегментні індикатори. Перевірити коректність відображення інформації шляхом моделювання.

8. Розробити принципову електричну схему пристрою.

2 РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ ОПТОЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ОСНОВНИХ ЖИТТЄВИХ ПОКАЗНИКІВ

Пульсоксиметр – це пристрій для неінвазивного моніторингу ключових фізіологічних показників: сатурації крові киснем (SpO2) та частоти серцевих скорочень. Його робота базується на взаємодії електромагнітного випромінювання з біологічними тканинами. Система включає випромінювачі та фотодетектор, розташовані таким чином, щоб світло проходило крізь напівпрозору ділянку тіла, як правило, кінчик пальця або мочку вуха. Випромінювальні елементи генерують червоне світло з довжиною хвилі 660 нм та інфрачервоне випромінювання з довжиною хвилі 940 нм. Вибір цих довжин хвиль обумовлений значними відмінностями у коефіцієнтах поглинання світла між оксигемоглобіном (HbO2), насиченим киснем, та дезоксигегемоглобіном (Hb), позбавленим кисню. HbO2 інтенсивніше поглинає інфрачервоне світло, тоді як Hb сильніше поглинає червоне світло. Це диференційоване поглинання світла перетворюється на вимірювані електричні сигнали. Аналіз змін поглинання світла, синхронізованих з пульсацією артеріальної крові, дозволяє виділити специфічну артеріальну компоненту сигналу. Обробка отриманих даних забезпечує відображення кількісних показників, що характеризують поточний рівень оксигенації крові та частоту пульсу, надаючи важливу інформацію для оцінки функціонального стану дихальної та серцево-судинної систем. [6]

2.1 Алгоритм визначення оксигенації крові

Алгоритм обробки сигналу в пульсоксиметрі – це багатоступеневий процес, що трансформує зареєстровані оптичні дані в кількісні фізіологічні показники. Інтенсивність світла червоних та інфрачервоних світлових потоків,

що проходять крізь біологічний об’єкт, містять інформацію про рівень поглинання випромінювання тканинами. Отриманий аналоговий сигнал складається з двох ключових компонент: постійної (DC) складової, що відображає базове поглинання світла статичними елементами тканини (кістками, венозною кров'ю, непульсуючою частиною артерій), та змінної (AC) складової, яка відповідає пульсуючим змінам об'єму артеріальної крові внаслідок серцевих скорочень.

Отриманий аналоговий сигнал від детектора піддається початковому посиленню для підвищення його амплітуди до робочого діапазону. Після цього відбувається фільтрація: DC-компонента виділяється фільтрацією нижніх частот, усуваючи швидкі коливання, тоді як AC-компонента виділяється фільтрацією верхніх частот, що відсікає повільні зміни та дрейфи. Значення цих компонент для кожної довжини хвилі (червоної та інфрачервоної) фіксуються в певні моменти часу. Це дозволяє отримати чотири ключові аналогові величини: $AC_{червоний}$, $DC_{червоний}$, $AC_{інфрачервоний}$, $DC_{інфрачервоний}$.

Наступним критичним етапом є аналого-цифрове перетворення, де кожна з цих чотирьох аналогових величин перетворюється на відповідний цифровий формат, що дозволяє подальшу обробку числовими методами.

Процес обчислення індексу R включає послідовні операції цифрового ділення. Окремо обчислюються співвідношення AC до DC для червоного світла та для інфрачервоного світла. Кожне з цих поділень виконується за допомогою ітеративного методу циклічного віднімання. Отримані співвідношення використовуються для обчислення кінцевого індексу R, який є відношенням (AC/DC) червоної до (AC/DC) інфрачервоної складових. Індекс R є безрозмірною величиною, яка прямо корелює зі співвідношенням оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну в артеріальній крові.

Завершальним етапом обчислень є розрахунок SpO2. Отримане цифрове значення індексу R подається для виконання лінійної математичної операції $SpO2=110-25\cdot R$. Ця операція виконується за допомогою цифрового множення

індексу R на константу 25, а потім віднімання отриманого результату від константи 110. Коефіцієнти 110 та 25 є емпірично визначеними і жорстко заданими в алгоритмі.

Паралельно з визначенням SpO2, відбувається обробка сигналу для визначення частоти пульсу. Пульсуюча AC-компонента сигналу (зазвичай використовується червоний канал) аналізується для ідентифікації піків, що відповідають серцевим скороченням. Ці піки перетворюються на дискретні цифрові імпульси. Шляхом підрахунку кількості цих імпульсів за визначений проміжок часу визначається частота серцевих скорочень.

Кінцеві цифрові значення SpO2 та частоти пульсу подаються для візуального відображення, де вони трансформуються у зрозумілі числові символи на дисплеї. Таким чином, комплексна послідовність обробки аналогових та цифрових сигналів дозволяє неінвазивно визначати життєво важливі фізіологічні показники.

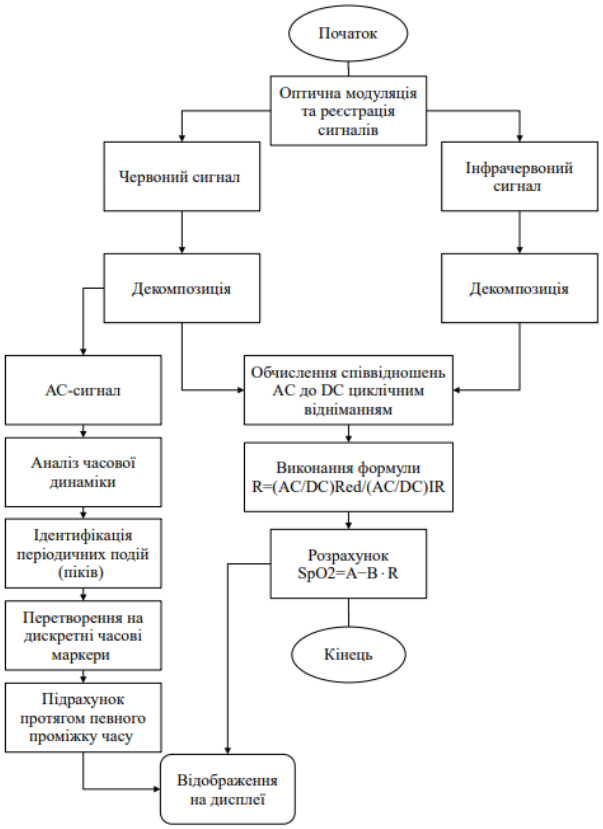


Рисунок 2.1 – Алгоритм визначення функціональних життєвих показників

2.2 Загальна структурна схема приладу

Система пульсоксиметра починається з оптичного блоку. Він складається з червоного блоку випромінювання та інфрачервоного блоку випромінювання, які містять відповідні світлодіоди (LED), як-от 660 нм для червоного світла та 940 нм для інфрачервоного. Керування цими блоками здійснює схема керування оптичним випромінюванням. Ця схема, реалізована за допомогою таймера 555, що функціонує як мультивібратор, у поєднанні з бінарним лічильником та декодером, забезпечує почергову активацію світлодіодів із заданою часовою послідовністю. Світло від світлодіодів проходить крізь біологічну тканину, а потім вловлюється фотодетектором, наприклад, фотодіодом. Фотодетектор перетворює інтенсивність прийнятого світла на електричний струм.

Отриманий електричний сигнал від фотодетектора подається на трансімпедансний підсилювач. Його функція полягає у перетворенні слабкого струму від фотодетектора на пропорційну напругу, одночасно підсилюючи її до рівня, необхідного для подальшої обробки, мінімізуючи шум. Цей підсилювач зазвичай будується на базі прецизійних операційних підсилювачів.

Далі підсилений сигнал надходить на блок фільтрів. На цьому етапі відбувається розділення загального сигналу на окремі інфрачервоний сигнал та червоний сигнал за допомогою синхронної детекції або часового стробування. Також у блоці фільтрів, що містить активні фільтри нижніх та верхніх частот, виділяються дві ключові компоненти для кожного кольору: постійна (DC) складова, яка представляє фонове поглинання тканинами та венозною кров'ю, і змінна (AC) складова, що відображає пульсацію артеріальної крові. Для тимчасової фіксації цих аналогових значень у потрібні моменти часу можуть використовуватись схеми вибірки-зберігання (sample-and-hold circuits).

З блоку фільтрів виділені Інфрачервоний сигнал (як AC, так і DC компоненти) та Червоний сигнал (AC і DC компоненти) спочатку подаються на блок АЦП. Тут аналогові величини перетворюються на відповідні цифрові значення. Лише після цього етапу цифрові дані надходять до блоку визначення рівня кисню. У цьому блоці розташовані: блок цифрового ділення та розрахунку R, де виконуються послідовні цифрові операції ділення, наприклад, методом циклічного віднімання, для розрахунку співвідношення AC/DC для кожного кольору, а потім фінального індексу R; блок керування розрахунку індексу R, який включає генератор імпульсів та тригер для синхронізації та послідовного виконання всіх операцій, керуючи регістрами, суматорами/віднімачами та лічильниками, що задіяні у діленні. Завершальні обчислення сатурації киснем відбуваються також у блоці фінального розрахунку SpO2, куди надходить обчислений індекс R. У цьому блоці виконується фінальна математична операція за формулою $SpO2=110-25\cdot R$. Ця операція потребує наявності цифрового множника та віднімача, що працюють з жорстко заданими цифровими константами 110 та 25.

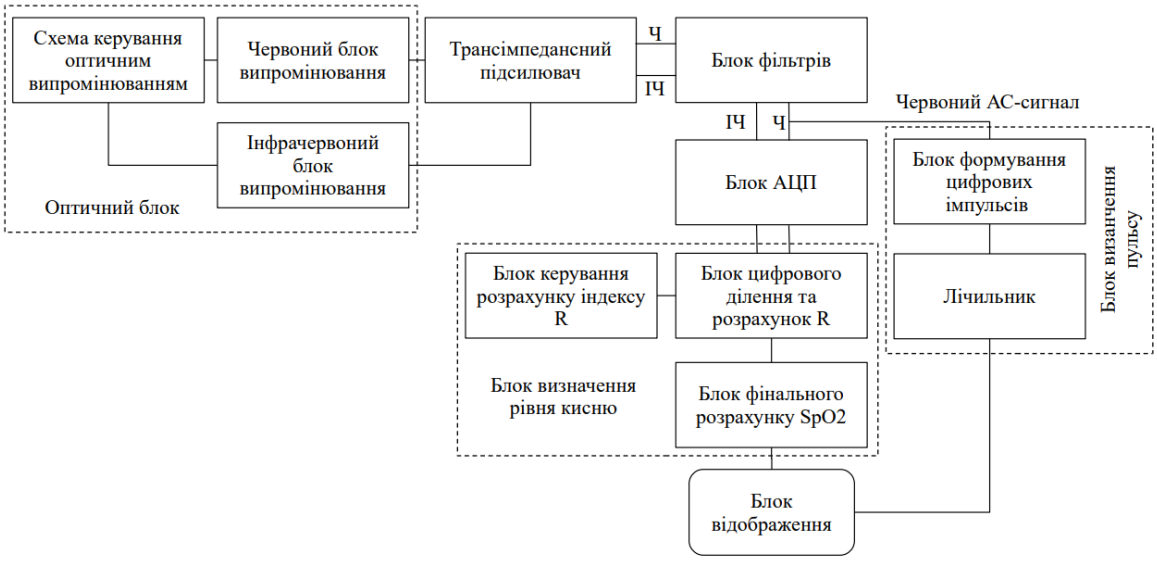


Рисунок 2.2 – Загальна структурна схема приладу

Паралельно основному шляху обчислення SpO2, від блоку фільтрів також відгалужується червоний AC-сигнал. Цей сигнал є основою для

визначення частоти пульсу і надходить на блок визначення пульсу. Він складається з двох основних компонентів: блоку формування цифрових імпульсів та лічильника. Блок формування цифрових імпульсів приймає аналоговий АС-сигнал. Він містить тригер Шмітта, який перетворює аналоговий сигнал з піками на чіткі цифрові імпульси, ефективно усуваючи шум та дрейф. Ці цифрові імпульси надходять на лічильник, що складається з набору тригерів, який підраховує їхню кількість протягом точно визначеного інтервалу часу, контрольованого внутрішнім таймером. Обчислена частота пульсу з Лічильника безпосередньо передається на блок відображення.

Отримане цифрове значення SpO2 з блоку визначення рівня кисню також передається на блок відображення, забезпечуючи візуалізацію обох ключових показників – сатурації киснем та частоти пульсу, як правило, на 7-сегментному світлодіодному дисплеї за допомогою відповідних декодерів та драйверів.

2.3 Блок випромінювання сигналу

Здатність крові до сильного розсіювання світла створює фундаментальну основу для проведення неінвазивних вимірювань безпосередньо з поверхні біологічних тканин. Оптичний моніторинг може бути реалізований як у режимі реєстрації відбитого світла, так і шляхом аналізу випромінювання, що пройшло крізь об'єкт.

Світловий потік, який проходить крізь тканину, зазвичай складається з двох компонентів: частини світла, що долає об'єкт майже без розсіювання, та частини, яка зазнала багаторазового розсіювання в структурі тканини, але вийшла з неї у тому ж напрямку, що й нерозсіяний промінь. У середовищі, де відсутнє розсіювання, потік поширюється прямолінійно, а його ослаблення

підпорядковується експоненціальному закону Бугера-Ламберта-Бера. У випадках багатокомпонентних середовищ загальне поглинання випромінювання на обраній довжині хвилі λ формується як сума внесків кожної окремої речовини, що входить до складу середовища.

Найбільша відмінність у спектрах поглинання оксигемоглобіну та гемоглобіну спостерігається на довжинах хвиль 660 нм та 940 нм, що відповідає червоному та інфрачервоному діапазонам випромінювання. Світлові хвилі цих частот ефективно проникають у біологічні тканини та вступають у взаємодію з їхніми компонентами.

Конструкція приладу вимагає застосування компактних джерел випромінювання та фотодетекторів. Для цього доцільно використовувати червоні світлодіоди, оснащені внутрішньою системою лінз для генерації світлового потоку високої інтенсивності, а також потужні інфрачервоні світлодіоди, розраховані на роботу в імпульсному режимі при високих струмах[4].

У ролі джерела інфрачервоного випромінювання обрано світлодіод моделі IR908-7C-F. Його габаритні розміри (у міліметрах) наведені на рисунку 2.3.[7]

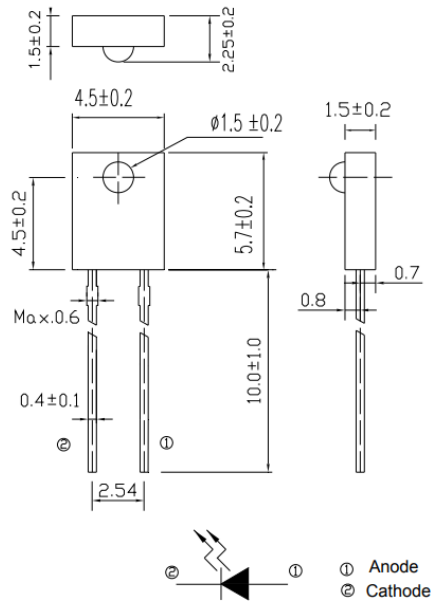


Рисунок 2.3 – Габаритні розміри інфрачервоного світлодіоду

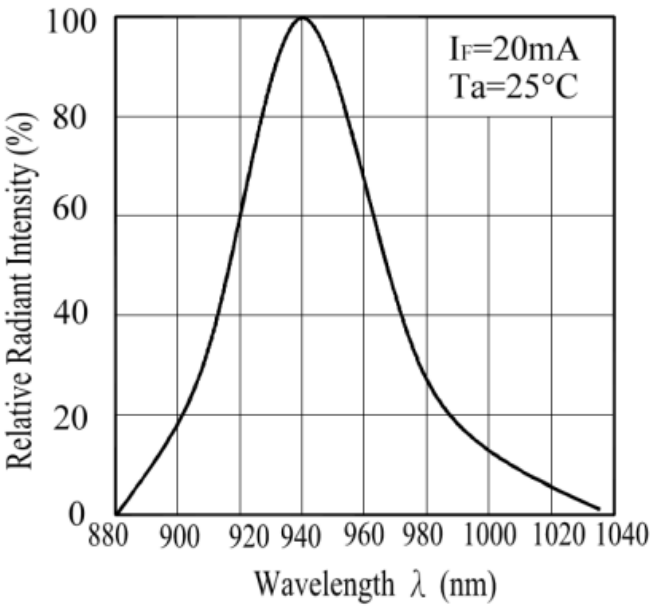


Рисунок 2.4 – Спектральна характеристика світлодіоду

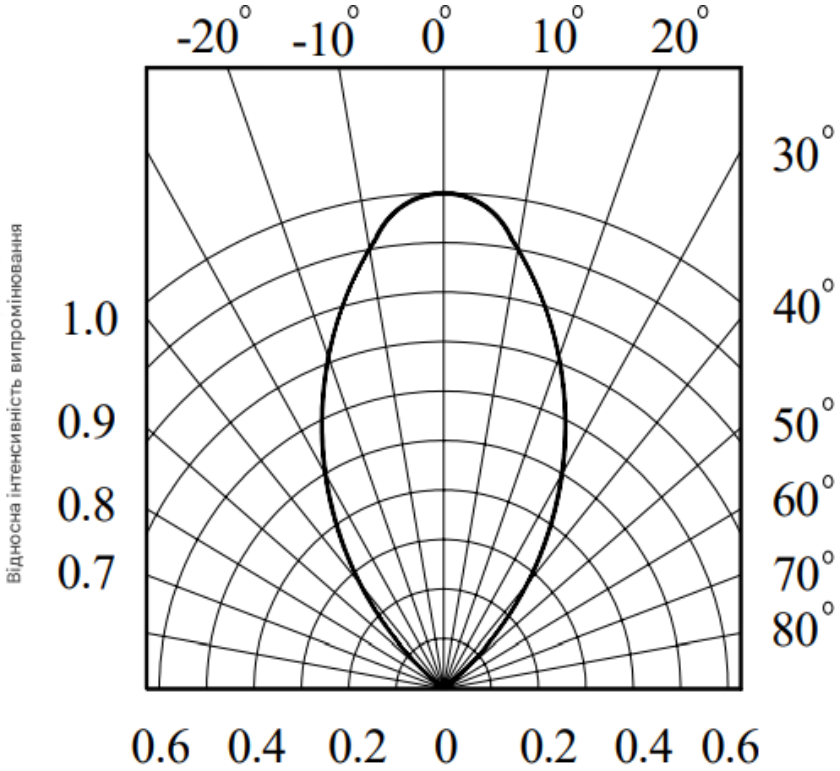


Рисунок 2.5 – Відносна інтенсивність випромінювання порівняно з кутовим зміщенням

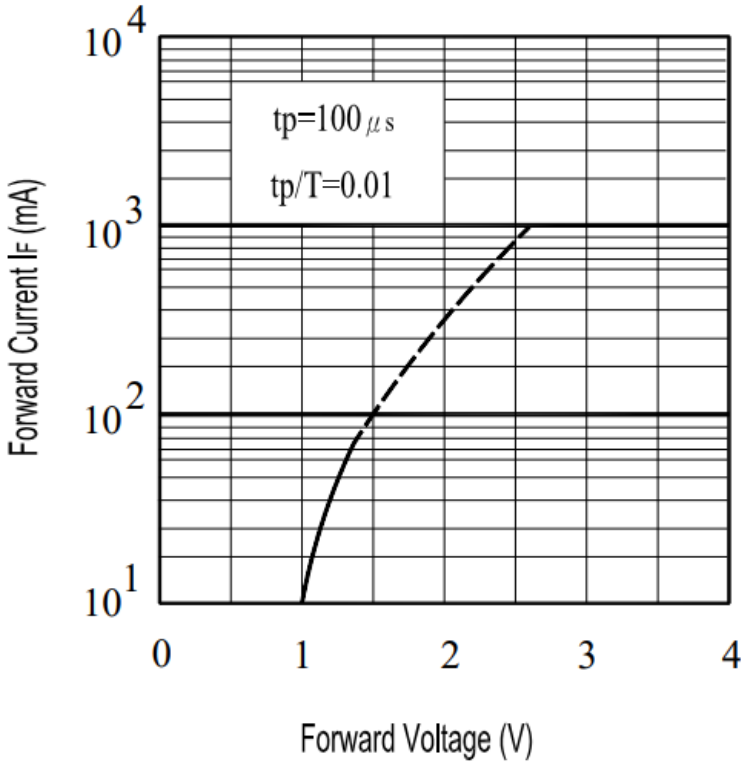


Рисунок 2.6 – Вольт-амперна характеристика світлодіода

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	45 нм

У якості червоного світлодіоду використовуємо L-7104SRC-J4. Габаритні розміри в міліметрах показано на рис. 2.7.[8]

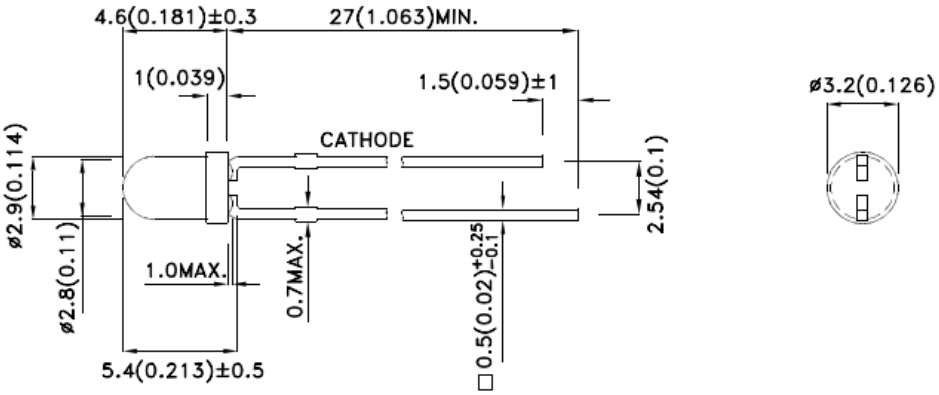


Рисунок 2.7 – Габаритні розміри червоного світлодіоду

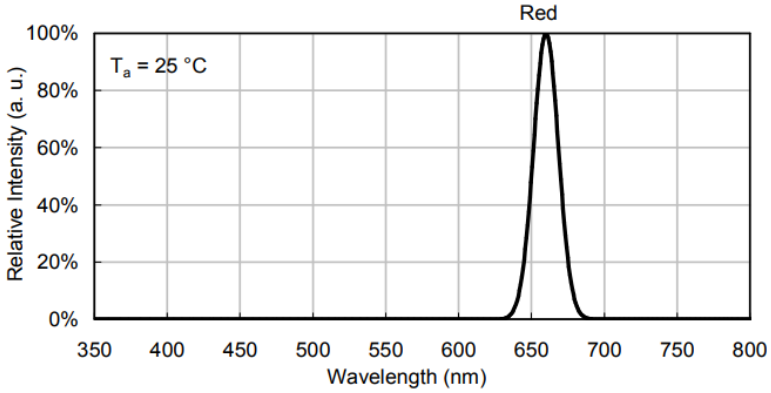


Рисунок 2.8 – Спектральна характеристика світлодіоду

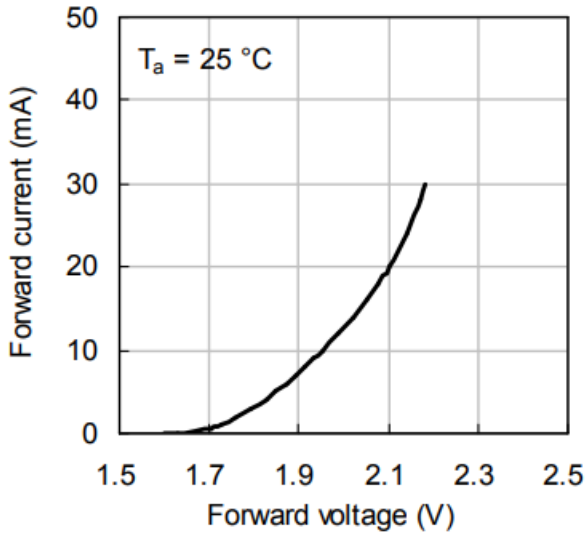


Рисунок 2.9 – Вольт-амперна характеристика світлодіода

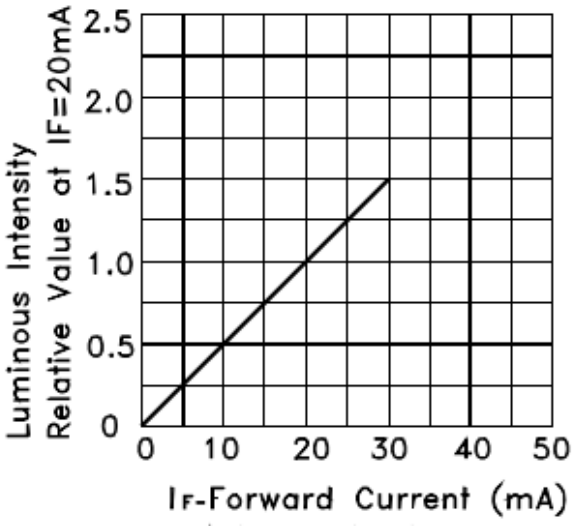


Рисунок 2.10 – Залежність інтенсивності світла від струму

Таблиця 2.2 – Параметри світлодіода

Параметр	Значення
Пряма напруга	2,1 В
Зворотний струм	10 мкА
Ємність	45 пФ
Пікова спектральна довжина хвилі	660 нм
Спектральна пропускна здатність	20 нм

Використання єдиного фотодетектора в сенсорному вузлі є можливим завдяки почерговій імпульсній активізації червоного та інфрачервоного світловипромінювачів. Це ґрунтується на властивості кремнієвих фотоприймальних пристроїв реагувати на оптичне випромінювання в діапазонах як видимого, так і ближнього інфрачервоного світла.

Для реалізації такого режиму роботи застосовуються схеми синхронізації, які формують керуючі імпульси тривалістю 50 мкс. Ці імпульси надходять на драйвери червоного та інфрачервоного світлодіодів із частотою повторення 1 кГц. Обрана частота значно (на порядки) перевищує

максимальну частоту коливань, пов'язаних із артеріальним пульсом, що є необхідною умовою для коректного виділення корисного сигналу.

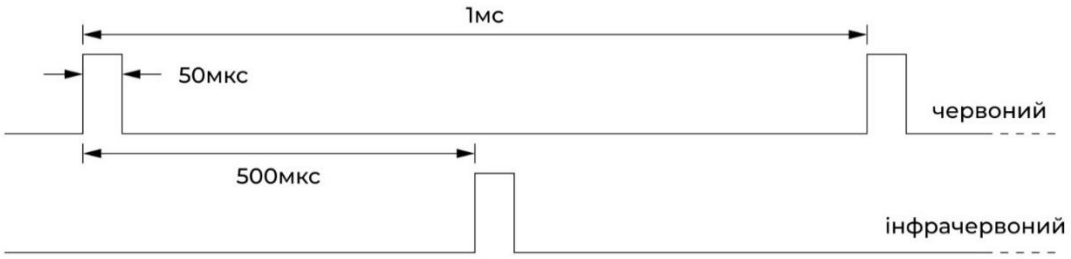


Рисунок 2.10 – Часові сигнали для світлодіодів

Реалізація імпульсного режиму живлення дозволяє досягти потужного світлового потоку. Це забезпечується, зокрема, за рахунок використання інфрачервоного світлодіоду, який може працювати зі струмом до 1 А, але лише протягом малого коефіцієнта заповнення (малої скважності) імпульсів. Відбите або пройшле світло реєструється фотодетектором, після чого фотострум посилюється та конвертується у напругу. Для цього використовується операційний підсилювач, включений за схемою підсилювача-перетворювача струму в напругу (трансімпедансного підсилювача). Подальша обробка відбувається на два паралельні канали, кожен з яких призначений для сигналу однієї з довжин хвиль (червоної або інфрачервоної).

Для відновлення форми аналогових імпульсів після фотоперетворення застосовується схема вибірки та фіксації (зберігання) напруги. Керуючі імпульси для цих схем формуються блоком синхронізації, що забезпечує строгу часову прив'язку до моментів світлових спалахів. Наступним етапом є фільтрація отриманих сигналів за допомогою смугового фільтра з частотами зрізу 0,5 Гц та 5 Гц. Це дозволяє ефективно подавити низькочастотну складову постійного струму (DC), що відповідає за фонове поглинання тканинами, та високочастотні перешкоди. В результаті виділяється корисний сигнал змінної складової (AC), який несе інформацію про пульсуючу кров і має форму хвилі,

синхронної з серцевими скороченнями. Перед передачею на цифровий блок аналізу ці сигнали проходять додаткове посилення.

Стабільність роботи системи забезпечується схемою автоматичного регулювання підсилення (АРУ). Вона динамічно змінює інтенсивність світлового потоку від світлодіодів таким чином, щоб рівень постійної складової сигналу на виході фотоприймача залишався незмінним, незалежно від індивідуальних особливостей пацієнта (товщини пальця, пігментації шкіри тощо). Завдяки цьому також підтримується амплітуда змінної складової в оптимальному робочому діапазоні, а значення постійних складових для обох спектральних каналів вирівнюються, що є важливою умовою для точності подальших розрахунків.

2.3.1 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.2.11.

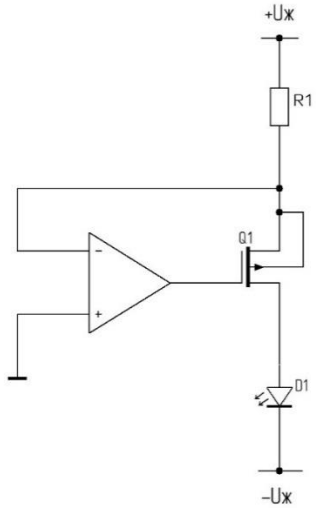


Рисунок 2.11 – Схема для управління світлодіодами

Основною причиною відхилень роботи схеми від розрахункових ідеальних параметрів є нелінійна вольт-амперна характеристика резистора, а також присутність дрейфу нуля у вхідних каскадах операційного підсилювача.

Для забезпечення роботи світлодіода в імпульсному режимі до його ланцюга послідовно підключають n-канальний MOS (метал-оксид-напівпровідник) транзистор (рис.2.12). Подача імпульсного сигналу на затвор цього транзистора дозволяє повністю вмикати та вимикати світловий потік. Вибір конкретного транзисторного ключа повинен здійснюватися з урахуванням його гранично допустимого струму, який має перевищувати максимальний робочий струм світлодіода.

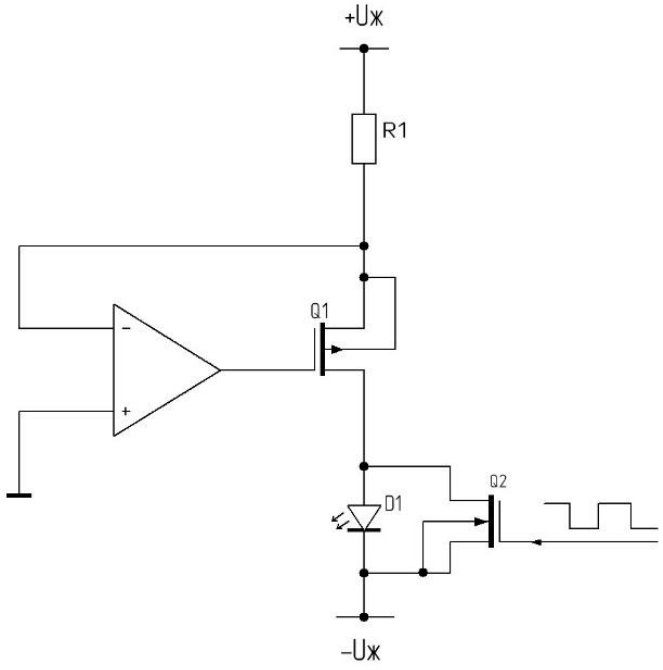


Рисунок 2.12 – Забезпечення імпульсного режиму

Відповідно до вимог до енергоспоживання та точності, для реалізації схеми було обрано малопотужний прецизійний операційний підсилювач ADA4505-2 (рис.2.13). Цей компонент є двохканальним і розрахований на роботу в широкому діапазоні напруг живлення – від 1,8 до 5 В.[9]

Технічні характеристики операційного підсилювача ADA4505-2 для напруги живлення 5 В наведено в табл. 2.3.

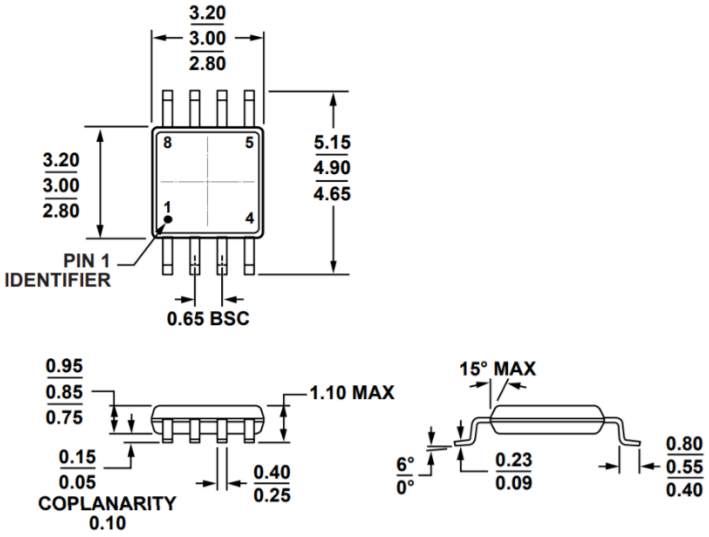


Рисунок 2.13 – Габаритні розміри

Таблиця 2.3 – Електричні характеристики підсилювача ADA4505-2

Параметр	Позна-чення	Умови	Мін	Тип	Макс	Од. виміру
Вхідні параметри						
Напруга зсуву	$V_{ЗС}$	0 В ≤ $V_{СМ}$ ≤ 5 В		0,5	3	мВ
		−40°C ≤ T_A ≤ +125°C			4	мВ
Вхідний струм зміщення	$I_З$			0,5	2	пА
		−40°C ≤ T_A ≤ +85°C			50	пА
		−40°C ≤ T_A ≤ +125°C			375	пА
Діапазон вхідної напруги		−40°C ≤ T_A ≤ +125°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_{OH}	R_L=100 кОм	4,98	4,99	5	В
		$-40°C \leq T_A \leq +125°C$	4,98		5	В
		R_L=10 кОм	4,9	4,95	25	В
		$-40°C \leq T_A \leq +125°C$	4,9		25	В

Ключовою перевагою операційного підсилювача ADA4505-2 є надзвичайно низький вхідний струм зміщення та споживання струму живлення менше 10 мкА на один канал. Таке поєднання характеристик робить цю мікросхему оптимальним вибором для акумуляторних пристроїв, оскільки вона дозволяє мінімізувати похибки вимірювань, спричинені неминучими коливаннями напруги джерела живлення протягом розряджання акумулятора.

Модель принципової схеми стабілізованого джерела струму, реалізована на основі підсилювача ADA4505-2 у програмному середовищі Proteus 8.11, наведена на рис. 2.14.

Під час розробки принципової електричної схеми (рис. 2.12) було спроектовано драйвер світлодіодів із можливістю імпульсного керування для енергозбереження.

Однак, для проведення комп'ютерного моделювання в середовищі Proteus (рис. 2.14) схему було адаптовано для аналізу стаціонарного режиму роботи. Замість ключового режиму, який створює динамічне навантаження на симулятор, використано режим постійного струму, що відповідає активній фазі світлового імпульсу.

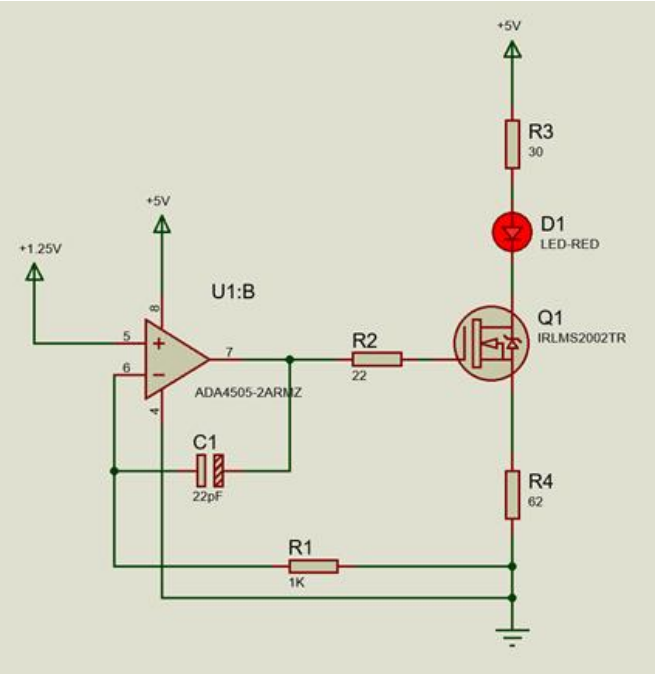


Рисунок 2.14 – Схема джерела струму на основі підсилювача ADA4505-2 у середовищі Proteus 8.11

Схема моделювання побудована на реальних компонентах, на операційному підсилювачі ADA4505-2 та транзисторі IRLMS2002. Опорна напруга +1.25 В, що формується в реальному пристрої мікросхемою ADR1581, у моделі задана джерелом напруги. Це дозволило підтвердити стабільність вихідного струму та коректність роботи зворотного зв'язку операційного підсилювача без ускладнення моделі часовими діаграмами перемикання.

2.3.2 Джерело опорної напруги

Мікросхема ADR1581 генерує стабільне опорне значення напруги 1,25 В. Вона функціонує в діапазоні вхідних струмів від 60 мкА до 10 мА. Низький мінімальний робочий струм робить цей компонент особливо придатним для використання в портативних пристроях з акумуляторним живленням на 3 В або 5 В.

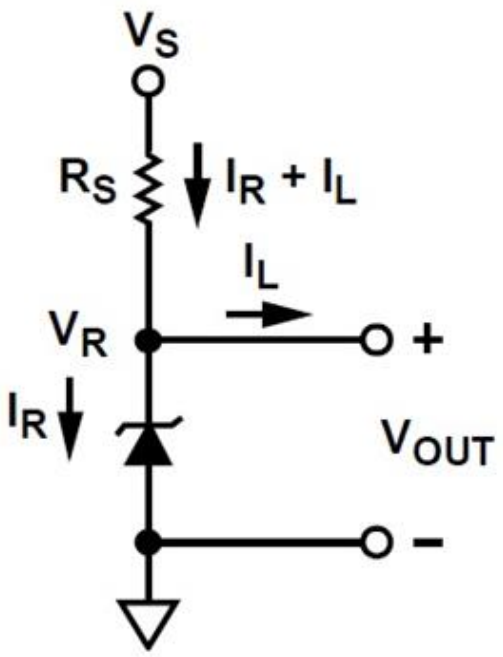


Рисунок 2.15 – Типова схема підключення ADR1581

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 < Івх < 10 мА	2,5 мВ
	60 мкА < Івх < 1 мА	0,8 мВ
Робочий діапазон		-55…+125°C

Для функціонування ADR1581 у ролі стандартного паралельного (шунтуючого) стабілізатора необхідно послідовно підключити зовнішній

резистор між шиною живлення та самою мікросхемою. Величина цього обмежувального резистора (R_s) безпосередньо визначає значення струму (I_r), що протікатиме через ADR1581. Вибір номіналу R_s повинен ґрунтуватись на аналізі можливих варіацій параметрів: напруги джерела живлення (V_s), струму споживання навантаження (I_l) та власне опорної напруги стабілітрона (V_r). При цьому необхідно забезпечити, щоб струм I_r залишався в допустимих межах.

Мінімально допустиме значення опору R_s розраховується для найгіршого випадку, коли напруга живлення V_s мінімальна, а струм навантаження I_l та напруга V_r – максимальні. Це гарантує, що навіть за таких умов через стабілізатор протікатиме щонайменше мінімально необхідний для його коректної роботи струм. З іншого боку, номінал R_s має бути достатньо високим, щоб струм I_r не перевищив максимально допустимі 10 мА у протилежній ситуації: при максимальній напрузі V_s та мінімальних значеннях I_l і V_r.[10]

Розрахункове співвідношення для визначення опору R_s має такий вигляд:

$$Rs = (Vs - V_R)/(I_R + I_L). \quad (2.1)$$

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

Підставляємо значення в рівняння:

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

Отже, обираємо Rs=56кОм. Габаритні розміри в мм показано на рис. 2.16.

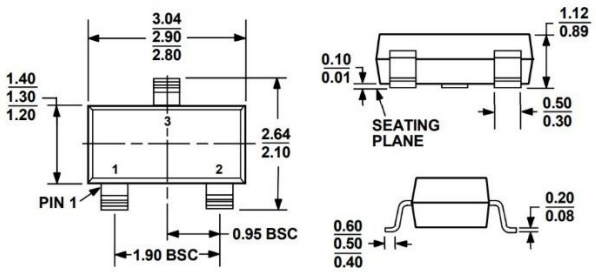


Рисунок 2.16 – Габаритні розміри ADR1581

2.3.3 Перемикач

Для реалізації циклічного почергового вмикання світлодіодів у якості комутаційного елемента було обрано мікросхему ADG1636 (рис. 2.17). Цей компонент містить два незалежних однополюсних перемикачі (SPST). Загальне керування пристроєм здійснюється через вхід дозволу (EN): при його деактивації усі комутуючі канали закриваються. У відкритому стані кожен ключ є двонапрямленим (здатним пропускати струм в обох напрямках) і може комутувати аналоговий сигнал у межах повного діапазону від землі до напруги живлення. У закритому стані канал надійно ізолює вхід від виходу, блокуючи передачу будь-якого сигналу.

Критично важливою перевагою ADG1636 є його наднизький опір у відкритому стані, що робить його ідеальним вибором для застосувань, де мінімізація втрат та спотворення сигналу, таких як системи збору даних або комутації вхідних ланцюгів підсилювачів, є обов'язковою вимогою.

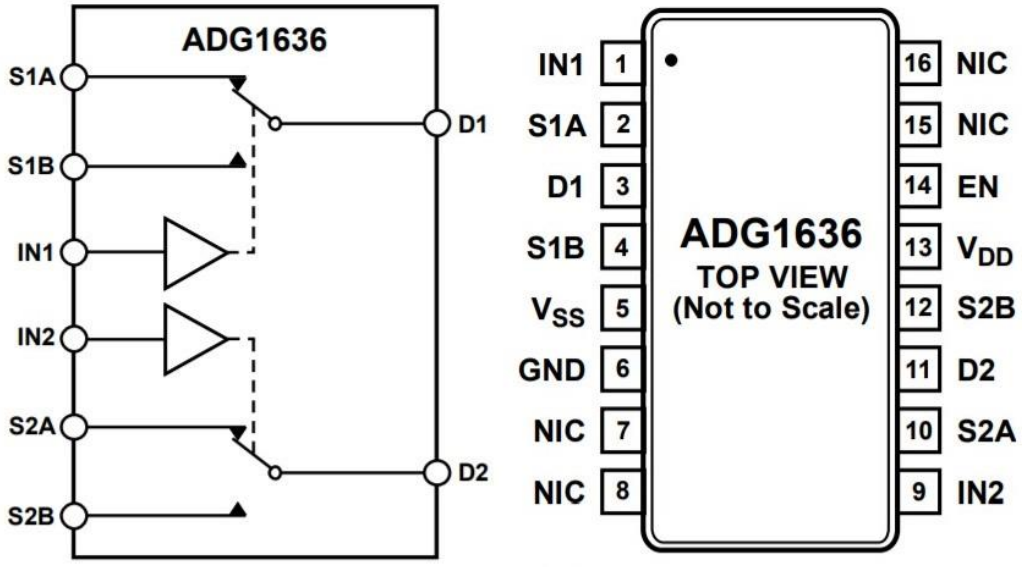


Рисунок 2.17 – Блок-схема та конфігурація виводів перемикача ADG1636

Внаслідок мінімального розсіювання потужності цей компонент є чудовим рішенням для впровадження в конструкції портативних та акумуляторних пристроїв, що висувають підвищені вимоги до енергоефективності.[11]

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 ΔR_{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
ВИТІК СТРУМУ			
Джерело витоку в стані ВИКЛ I_S (Off)	±0.05		нА typ
	±0.25	±4	нА max
Повний витік, I_D (Off)	±0.05		нА typ
	±0.25	±10	нА max
Канал витоку, I_D, I_S (On)	±0.1		нА typ
	±0.6	±12	нА max

Габаритні розміри перемикача в мм показано на рисунку 2.18.

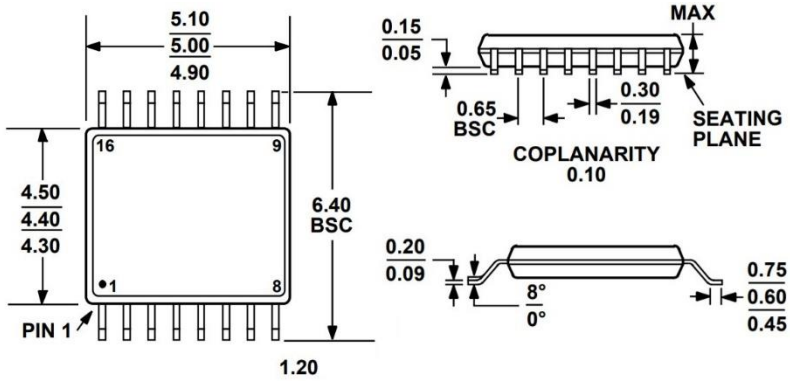


Рисунок 2.18 – Габаритні розміри перемикача ADG1636

2.3.4 Структура схема блоку випромінювача

Структурна організація вузла випромінювання відображена на рис. 2.19. Його основу складають дві незалежні ланки стабілізації струму, кожна з яких забезпечує протікання через світлодіод постійного стабілізованого струму величиною 20 мА. Для цього використовуються червоний світлодіод L-7104SRC-J4 та інфрачервоний IR908-7C-F.

З метою оптимізації споживання енергії та збільшення автономності живлення світлодіодів вони активуються лише на період вимірювання. Комутація ланцюгів живлення реалізована за допомогою одного каналу аналогового перемикача ADG1636 типу SPDT. Цей ключ послідовно підключає або відключає джерело опорної напруги 1,25 В від відповідного струмостабілізуючого ланцюга.

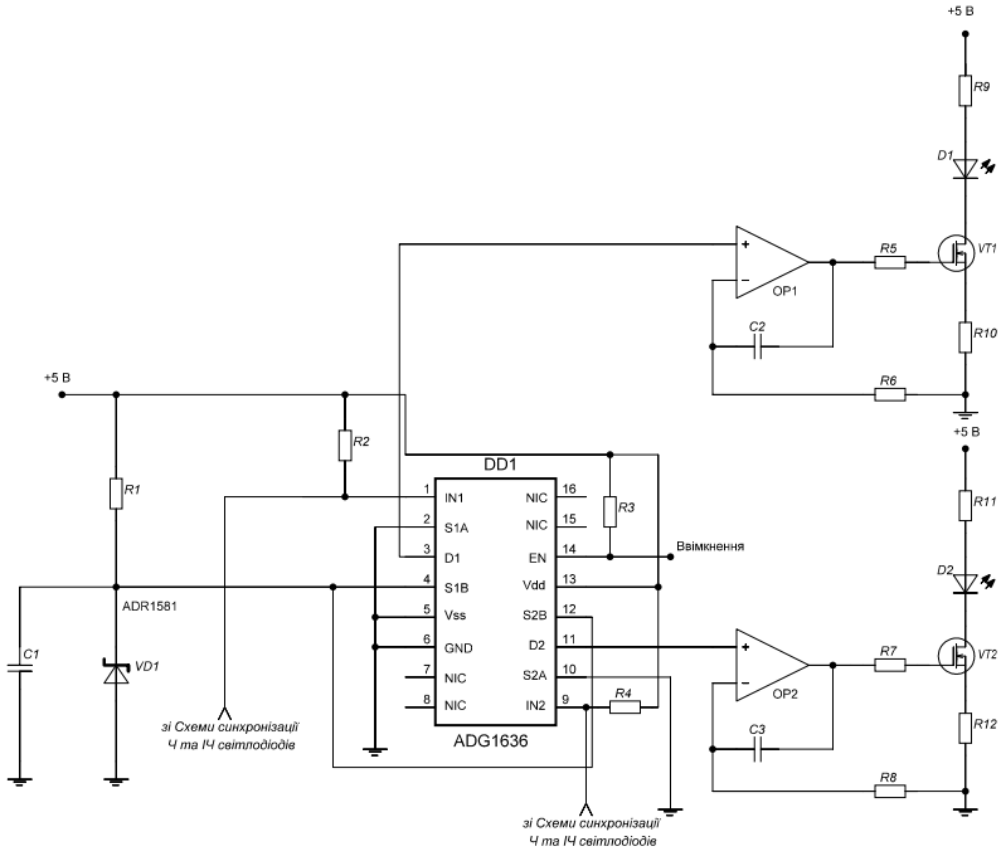


Рисунок 2.19 – Структурна схема блоку випромінювання

У момент активізації відповідного світлодіода джерело опорної напруги ADR1581 живить підсилювач ADA4505-2 стабілізованою напругою 1,25 В. Мікросхема ADA4505-2 у цій схемі виконує подвійну функцію: вона працює як буфер для опорної напруги та одночасно як точний регулятор (стабілізатор) струму.

Для підвищення надійності та стабільності роботи драйвера світлодіодів було застосовано схему з розділеним резистивним навантаженням. Загальний опір у колі розподілено між струмозадавальним резистором у витоку транзистора та обмежувальним резистором у колі живлення.

1. Струмозадавальний резистор (нижній) розраховано виходячи з необхідного робочого струму I = 20 мА та опорної напруги V_{REF} = 1,25 В за формулою:

$$R_{SENSE} = \frac{V_{REF}}{I} = \frac{1{,}25}{0{,}02} = 62{,}5 \text{ Ом} \quad (2.2)$$

Обрано найближчий стандартний номінал 62 Ом.

2. Обмежувальний резистор (верхній) номіналом 30 Ом введено для зменшення теплового навантаження на регулюючий транзистор та захисту світлодіода від кидків струму в перехідних процесах комутації.

Така конфігурація забезпечує стабільний струм 20,1 мА для обох каналів (червоного та інфрачервоного), що відповідає номінальному режиму роботи обраних світлодіодів L-7104SRC-J4 та IR908-7C-F.

Живлення на кожен підсилювач ADA4505-2 подається лише протягом строго визначеного інтервалу. Тривалість цього інтервалу контролюється робочим циклом керуючих сигналів, які надходять на входи IN1 та IN2 перемикача ADG1636. Дані сигнали мають форму прямокутних імпульсів з періодом повторення 1 мс (що відповідає частоті 1 кГц) та коефіцієнтом заповнення близько 25%. Таким чином, активний стан кожного каналу триває приблизно 250 мкс у кожному періоді. Графічна інтерпретація часових діаграм роботи червоного та інфрачервоного каналів наведена на рис. 2.20.

Реалізація такого імпульсного режиму дозволяє значно знизити середнє споживання. Загальний струм, необхідний від джерела живлення 5 В для роботи всієї схеми, не перевищує 6,5 мА. Крім того, самі компоненти (ADA4505-2, ADR1581, ADG1636) характеризуються дуже низьким власним споживанням, що суттєво зменшує загальне навантаження на акумуляторну батарею.

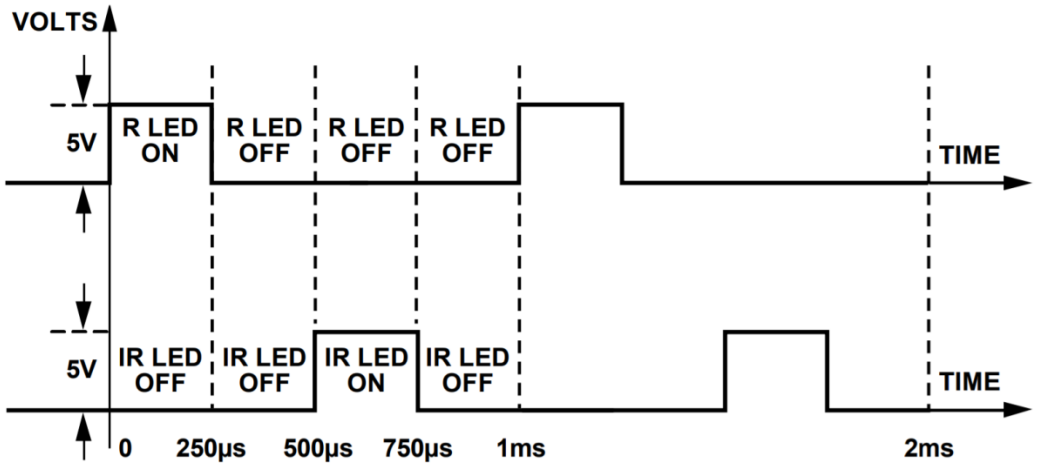


Рисунок 2.20 – Часова характеристика

Конденсатори ємністю 22 пФ виконують функцію частотної корекції, покращуючи стабільність роботи підсилювачів ADA4505-2. Резистори зворотного зв'язку номіналом 1 кОм, включені в ланцюг інвертуючих входів, забезпечують захист та обмеження вхідних струмів підсилювачів. Резистори опором 22 Ом, встановлені послідовно з виходами ADA4505-2, виконують подвійне завдання: вони запобігають можливим високочастотним коливанням, викликаним ємнісним навантаженням від затворів N-канальних MOSFET-транзисторів IRLMS2002, а також зменшують амплітуду перехідних процесів (викидів напруги) під час швидкої комутації цих транзисторів.

Зібрана схема блоку випромінювання у середовищі Proteus 8.11 представлена на рис. 2.21.[12]

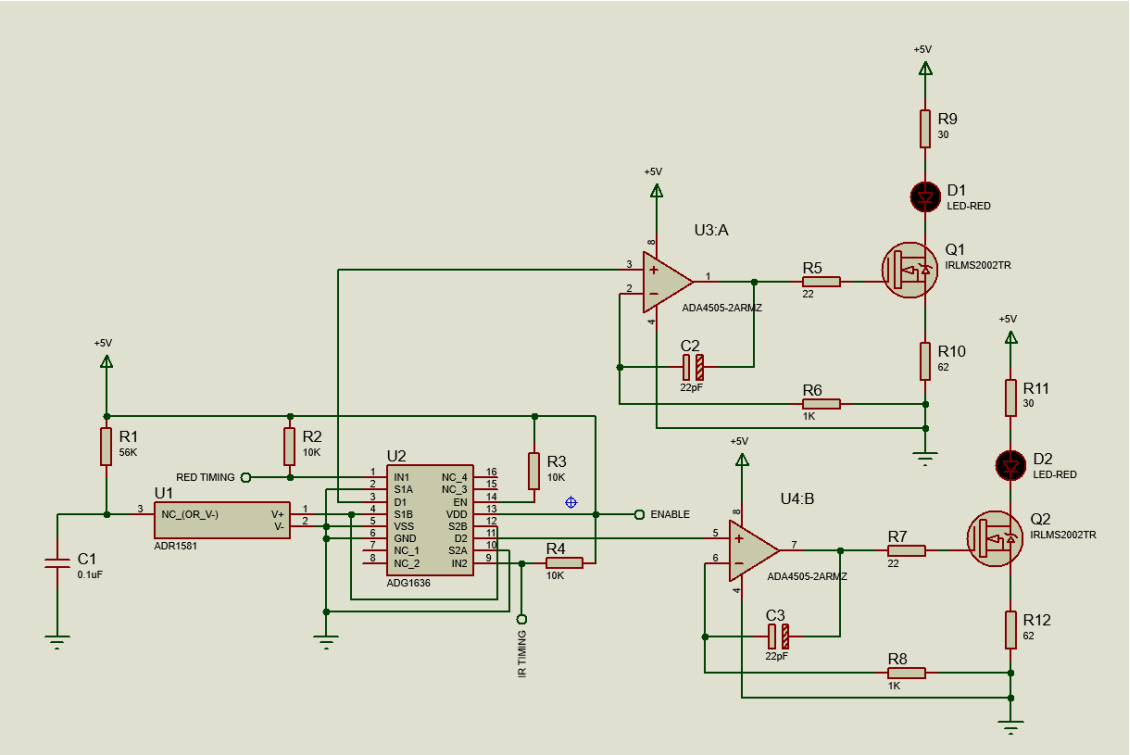


Рисунок 2.21 – Схема блоку випромінювання у середовищі Proteus 8.11

2.3.5 Схема синхронізації світлодіодів

Синхронізація світлодіодів можна забезпечити підключивши до входів IN1 та IN2 генератор короткочасних імпульсів для цього можна використати два таймери NE555 включених у моностабільному режимі але через тонку настройку краще обрати схему з таймером NE555 та лічильником 74HC4017 рис.2.22, що генерує послідовного включення світлодіодів по черзі як показано на рис.2.23.

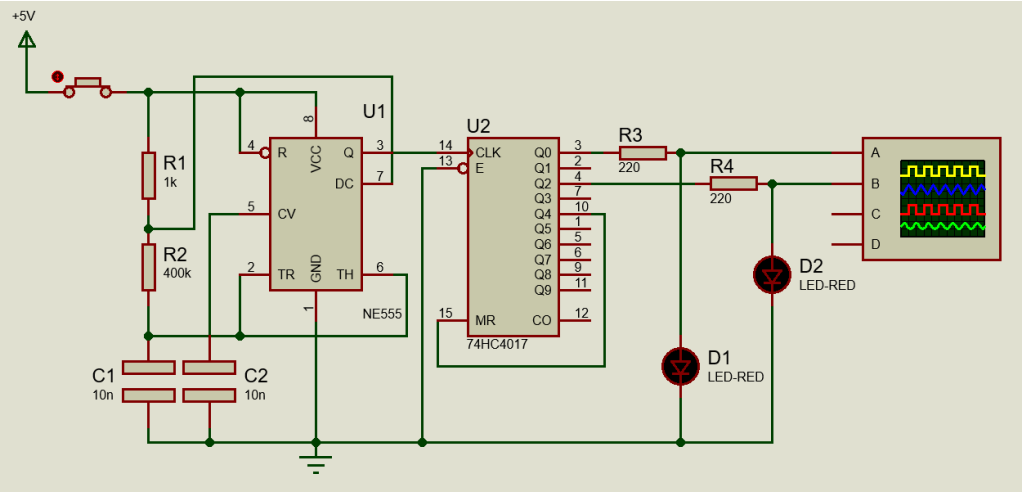


Рисунок 2.22 – Моделювання схеми синхронізації червоного та інфрачервоного світлодіодів

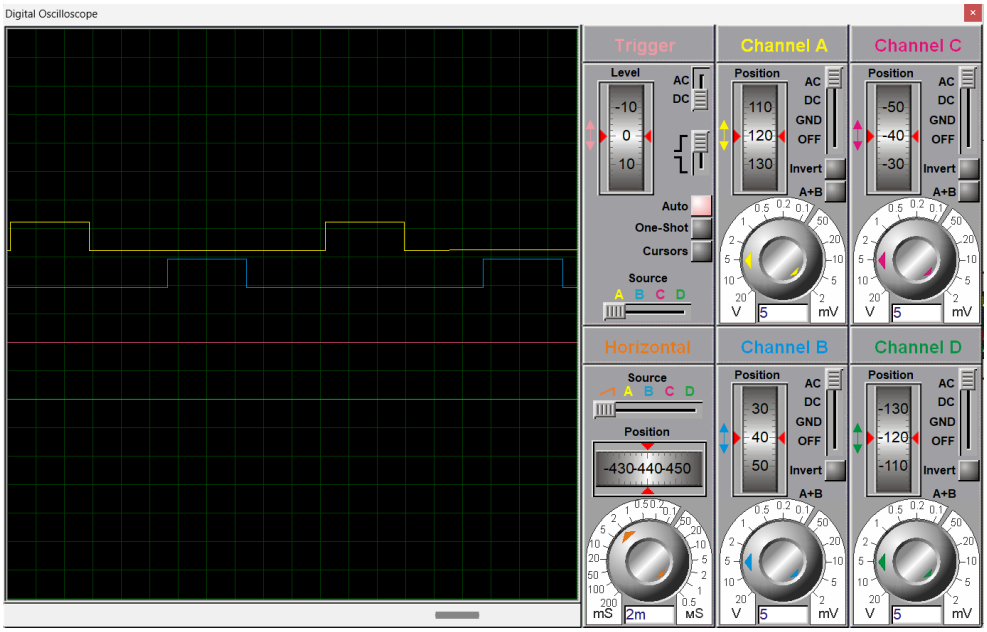


Рисунок 2.23 – Осцилограма почергового включення світлодіодів

2.4 Блок приймача сигналу

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

BPW34 від компанії Vishay володіє широким спектральним діапазоном (430-1100 нм), високошвидкісний та високочутливий PIN-фотодіод у мініатюрній плоскій пластиковій упаковці. Пристрій чутливий до видимого та інфрачервоного випромінювання. Велика активна площа в поєднанні з плоским корпусом забезпечує високу чутливість під широким кутом огляду.

Таблиця 2.3 – Основні параметри фотодіода

Параметр	Значення
Пробивна напруга	60 В
Область спектральної фоточутливості	430-1100 нм
Зворотний темний струм	30 нА (макс.)
Кут половинної чутливості	±65°
Найбільша постійна робоча (зворотна) напруга	60 В
Робочий інтервал температури навколишнього середовища	-40...+100°C

На рис. 2.24 зазначено габаритні розміри у мм.

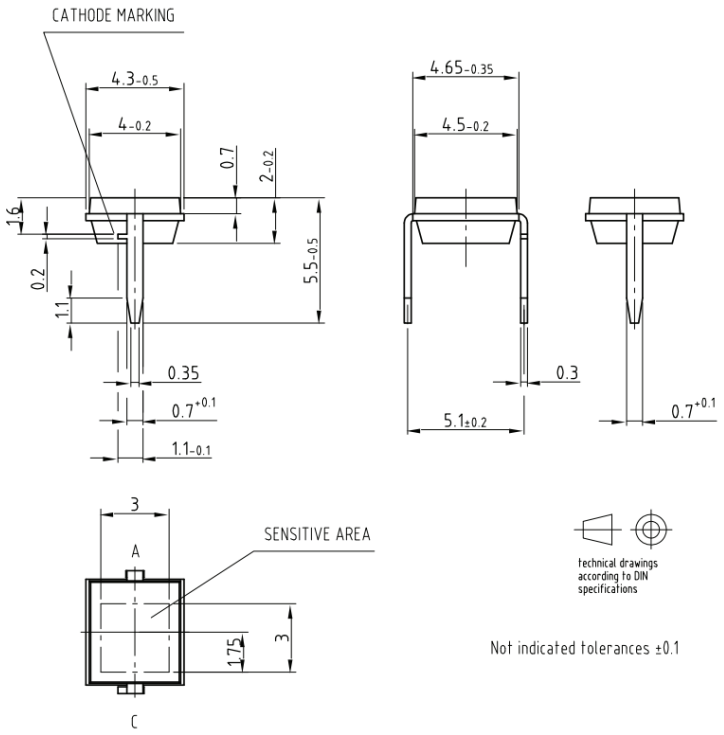


Рисунок 2.24 – Габаритні розміри фотодіоду

Результуюча інтенсивність світла, що реєструється фотодетектором, залежить від сукупності факторів. Крім початкової потужності світлового потоку, на неї істотно впливають оптичні властивості біологічного середовища. До таких факторів належать: міра непрозорості (opacity) шкіри, явища розсіювання та відбиття світла на кістках і м'яких тканинах, а також об'ємна частка крові в судинному руслі в момент вимірювання.

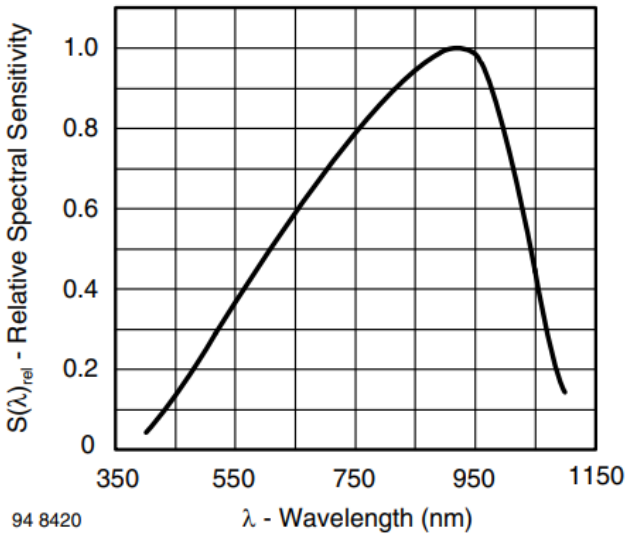


Рисунок 2.25 – Типова спектральна характеристика фотодіода

Основні параметри операційного підсилювача LM358 наведено у табл. 2.4.[13]

Таблиця 2.4 – Основні параметри операційного підсилювача LM358

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	0,7-1,1 МГц

Коефіцієнт диференційного посилення	100 дБ
Робоча температура	0…+70 °C

Сигнал, що виходить з фотодіоду, є сигналом струму, тому його потрібно перетворити в напругу.[14]

Розроблена схема (рис. 2.26) призначена для перетворення оптичного сигналу, отриманого фотодетектором, в електричний сигнал з подальшим розділенням його на постійну (DC) та змінну (AC) складові, необхідні для розрахунку сатурації та частоти серцевих скорочень. Вона структурно складається з вхідного трансімпедансного підсилювача, який здійснює первинне перетворення фотоструму в напругу, та двох паралельних каналів обробки. Канал постійної складової (DC) включає пасивний фільтр нижніх частот з буферним каскадом, а канал змінної складової (AC) реалізовано на базі фільтра верхніх частот та двокаскадного неінвертуючого підсилювача.

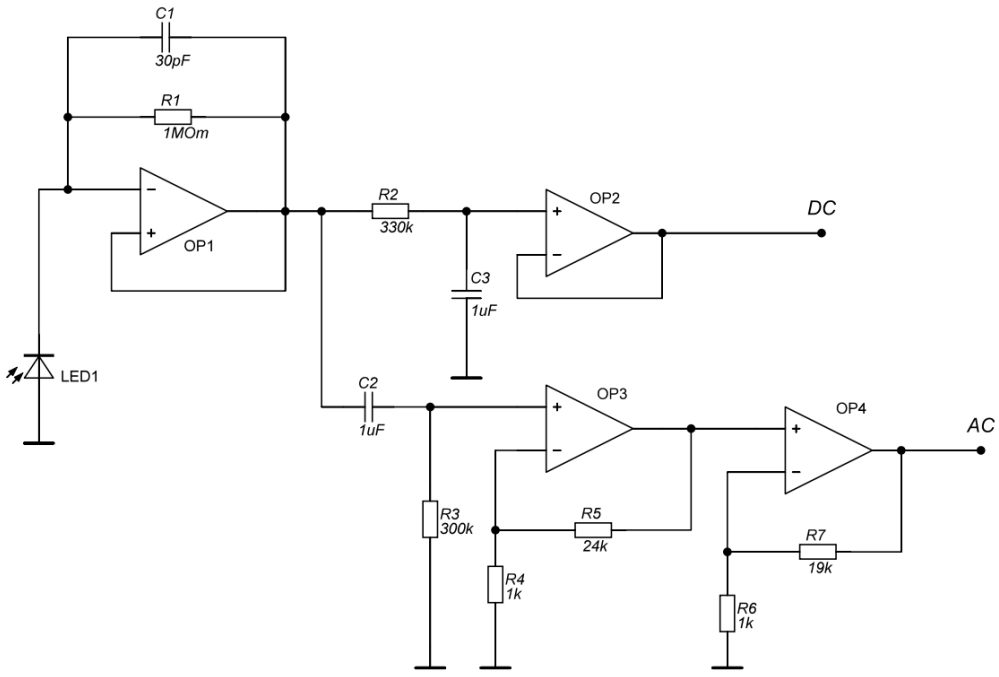


Рисунок 2.26 – Схема розділення та підсилення біосигналів

Перший каскад схеми побудований на операційному підсилювачі OP1, включеному за схемою трансімпедансного підсилювача (перетворювача "струм-напруга"). Слабкий фотострум, що генерується фотодіодом LED1 під

дією світла, проходить через резистор зворотного зв'язку R1 (1~МОм), створюючи на виході підсилювача напругу, пропорційну інтенсивності світла. Конденсатор C1 (30~пФ), включений паралельно до R1, забезпечує частотну корекцію та запобігає самозбудженню підсилювача.

Вихідний сигнал OP1 містить як постійну складову (базове поглинання тканинами), так і змінну складову (пульсова хвиля). Для подальшої обробки сигнал розділяється на два незалежних канали.

Для виділення DC-компоненти використовується фільтр нижніх частот (ФНЧ) першого порядку, утворений пасивним RC-ланцюгом R2 (330~кОм) та C3 (1~мкФ). Частота зрізу фільтра становить:

$$f_{c(DC)} = \frac{1}{2\pi \cdot R2 \cdot C3} \approx 0{,}48 \text{ Гц} \quad (2.3)$$

Цей фільтр ефективно пригнічує змінну складову (пульс), частота якої зазвичай перевищує 1 Гц, залишаючи лише повільно змінюваний рівень постійної напруги. Операційний підсилювач OP2, включений за схемою повторювача напруги (буфера), узгоджує високий вихідний опір фільтра з входом аналого-цифрового перетворювача (АЦП). Вихід DC подається на відповідний канал вимірювальної системи.

Для виділення корисної пульсової хвилі застосовується фільтр верхніх частот (ФВЧ), що складається з розділового конденсатора C2 (1~мкФ) та резистора R3 (300~кОм). Частота зрізу ФВЧ становить:

$$f_{c(AC)} = \frac{1}{2\pi \cdot R3 \cdot C2} \approx 0{,}53 \text{ Гц} \quad (2.4)$$

Конденсатор C2 блокує постійну складову сигналу, пропускаючи на вхід підсилювального тракту лише змінну складову (пульс).

Оскільки амплітуда пульсової хвилі є дуже малою (1–2% від загального сигналу), схема передбачає двокаскадне підсилення на базі неінвертуючих підсилювачів OP3 та OP4.

- Коефіцієнт підсилення першого каскаду (OP3):

$$K_1 = 1 + \frac{R5}{R4} = 1 + \frac{24\text{к}}{1\text{к}} = 25 \quad (2.5)$$

- Коефіцієнт підсилення другого каскаду (OP4):

$$K_2 = 1 + \frac{R7}{R6} = 1 + \frac{19к}{1к} = 20 \quad (2.6)$$

Загальний коефіцієнт підсилення каналу змінного струму становить:

$$K_{заг} = K_1 \cdot K_2 = 25 \cdot 20 = 500 \quad (2.7)$$

Таке підсилення дозволяє масштабувати слабкий сигнал пульсації до рівня, достатнього для його надійної реєстрації тригером Шмітта або АЦП. Сигнал з виходу АС використовується для розрахунку частоти серцевих скорочень та амплітуди пульсу.

2.5 Блок визначення пульсу

Для автоматичної реєстрації та відображення частоти серцевих скорочень (ЧСС) розроблено цифровий вузол, який виконує перетворення аналогової пульсової хвилі (сигнал АС) у послідовність прямокутних імпульсів з їх подальшим підрахунком. Схема моделювання даного блоку побудована на елементній базі ТТЛ-логіки та включає каскади формування, рахунку та дешифровці сигналу показано на рисунку 2.27.

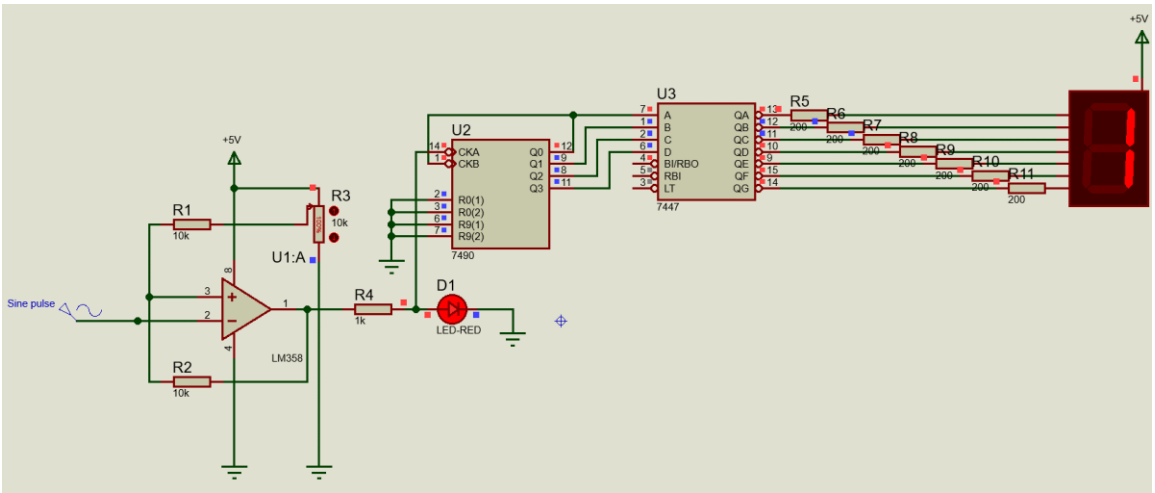


Рисунок 2.27 – Схема моделювання блоку вимірювання частоти пульсу у середовищі Proteus 8.11

Оскільки вхідний сигнал з каналу змінного струму має синусоїдальну форму, він не підходить для безпосередньої подачі на цифрові входи лічильників. Для формування чітких логічних рівнів використано схему компаратора з налаштованим порогом спрацювання на базі операційного підсилювача LM358. Інвертуючий вхід підсилювача отримує корисний аналоговий сигнал, а на неінвертуючий подається опорна напруга, рівень якої регулюється підстроювальним резистором R3 (10кОм). Це дозволяє вручну адаптувати чутливість схеми під амплітуду пульсу конкретного пацієнта. Коли амплітуда хвилі перевищує встановлений поріг, на виході компаратора формується високий логічний рівень, що дублюється спалахами світлодіода D1 для візуального контролю ритму.

Сформована послідовність імпульсів надходить на тактовий вхід CKA (вивід 14) двійково-десяткового лічильника 7490. У даній схемі мікросхема зібрана для режиму рахунку за модулем 10 шляхом з'єднання виходу першого тригера Q0 з входом другої ступені CKB, а входи скидання підключені до загальної шини («землі») для забезпечення безперервного рахунку. Вихідний чотирирозрядний код (BCD) з виводів Q0-Q3 подається на дешифратор 7447, який перетворює двійкові дані у сигнали керування семисегментним індикатором. Підключення сегментів індикатора реалізовано через струмообмежувальні резистори R5–R11 опором 200Ом для захисту світлодіодів та вирівнювання яскравості світіння.[15,16]

2.5.1 Схема формування часового інтервалу

Для отримання безпосереднього значення частоти серцевих скорочень (ударів за хвилину) необхідно підраховувати імпульси протягом фіксованого інтервалу часу – 60 секунд. Цю функцію виконує таймер, побудований на базі інтегральної мікросхеми NE555, яка працює в режимі моностабільного

мультивібратора. Схема для моделювання даного блоку в середовищі Proteus наведена на рисунку 2.28.

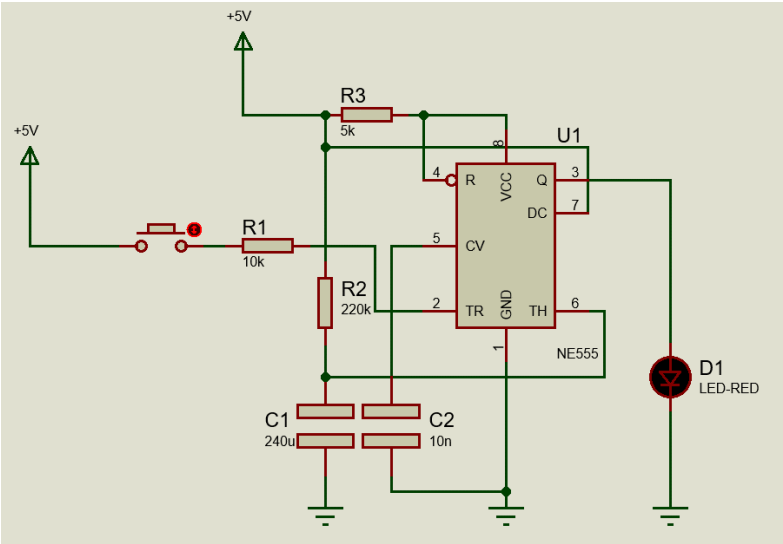


Рисунок 2.28 –Схема формування часового інтервалу

У стані спокою на виході таймера (вивід 3) присутній низький рівень напруги. Вхід запуску TR (вивід 2) підтягнутий до напруги живлення +5В через резистор R1 (10кОм), що запобігає хибним спрацьовуванням. Запуск відліку часу відбувається при натисканні кнопки: вхід 2 замикається на землю (GND), формуючи пусковий імпульс низького рівня.

Після запуску на виході (вивід 3) встановлюється високий рівень напруги, який дозволяє роботу лічильників пульсу. Починається заряджання часозадаючого конденсатора C1 через резистор R2.

Конденсатор C2 (10нФ), підключений до входу контролю напруги (вивід 5), призначений для фільтрації внутрішнього дільника напруги таймера, що підвищує завадостійкість схеми та точність відліку часу.

Тривалість вихідного імпульсу (T) у моностабільному режимі залежить від постійної часу RC-ланцюга і визначається формулою:

$$T = 1.1 \cdot R2 \cdot C1 \qquad (2.8)$$

У розробленій схемі використано електролітичний конденсатор C1 номіналом 240 мкФ та резистор R2 номіналом 220 кОм.

Розрахунковий час витримки становить:

$$T = 1.1 \cdot 220 \cdot 10^{3} \cdot 240 \cdot 10^{-6} \approx 58{,}08 \text{ с}$$

Отримане значення (≈58 с) знаходиться в межах допустимої похибки для вимірювання пульсу за 60-секундний інтервал. Для точного калібрування приладу до рівно 60,0 с у реальній конструкції рекомендується використовувати підстроювальний резистор послідовно з R2, що дозволить компенсувати реальний розкид ємності електролітичного конденсатора.

Світлодіод D1, підключений до виходу таймера, забезпечує візуальну індикацію: він світиться протягом часу активного підрахунку пульсу.[17]

2.5.2 Альтернативна реалізація вимірювання пульсу на базі мікроконтролера

На відміну від попереднього апаратного методу, що базується на дискретній логіці, альтернативний підхід передбачає використання програмно-апаратних засобів. Основою такої системи виступає мікроконтролерна платформа, яка бере на себе задачі фільтрації сигналу, детекції піків та математичних розрахунків, що дозволяє суттєво спростити електричну схему пристрою та зменшити кількість компонентів.

Для перевірки працездатності цього підходу було розроблено модель у середовищі симуляції Proteus. Схема електрична принципова пристрою побудована на базі плати Arduino UNO, до якої підключено периферійні модулі. Основним чутливим елементом є модель оптичного сенсора серцевого ритму (Heart Beat Sensor), вихід якого під’єднано до аналогового входу A0 мікроконтролера. Взаємодія з користувачем забезпечується через символьний рідкокристалічний дисплей LM044L (16x2 символи) та тактову кнопку керування, підключену до цифрового входу 4. Схема представлена на рисунку 2.29.

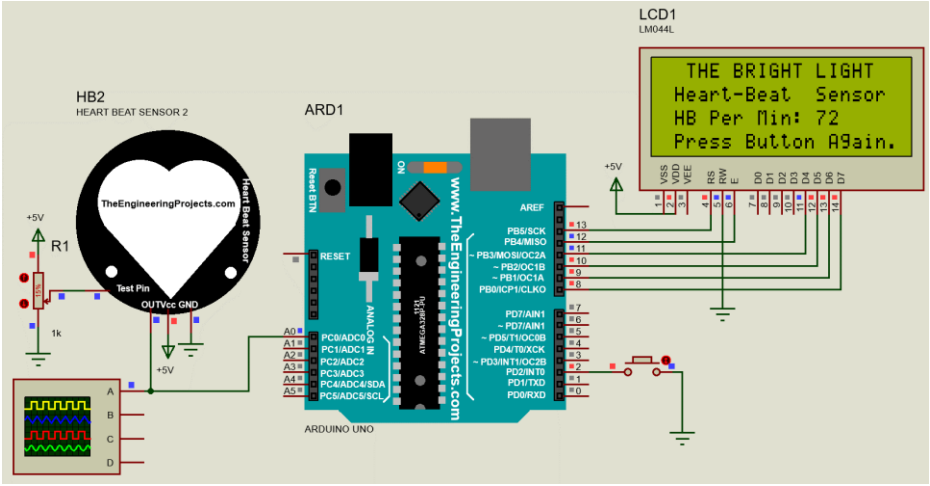


Рисунок 2.29 – Схема моделювання вимірювача пульсу на базі Arduino в середовищі Proteus 8.11

Важливим етапом проектування є аналіз форми сигналу, що надходить від сенсора до мікроконтролера. Для цього у схемі моделювання використано віртуальний цифровий осцилограф, підключений до виходу датчика (Test Pin). Як видно з осцилограми, сенсор генерує аналоговий сигнал, форма якого повторює пульсову хвилю: періодичні зміни амплітуди відповідають фазам серцевого циклу. Мікроконтролер зчитує ці зміни напруги через вбудований аналого-цифровий перетворювач, перетворюючи їх у цифрові значення для подальшої програмної обробки. Візуалізація сигналу на осцилографі що зображена на рисунку 2.30 дозволяє налаштувати порогове значення у програмному коді, щоб система чітко розрізняла удар серця від фонового шуму.

Алгоритм роботи пристрою реалізовано мовою C++ у середовищі Arduino IDE, який знаходиться у додатку В. Після подачі живлення система ініціалізується та виводить запрошення на дисплей. Процес вимірювання починається після того, як користувач розміщує палець на сенсорі та натискає кнопку запуску. Мікроконтролер переходить у режим збору даних, який триває фіксований інтервал часу – 10 секунд. Протягом цього періоду програма безперервно опитує аналоговий вхід. Якщо зчитане значення

напруги перевищує програмно встановлений поріг, система фіксує це як удар серця і збільшує лічильник імпульсів.

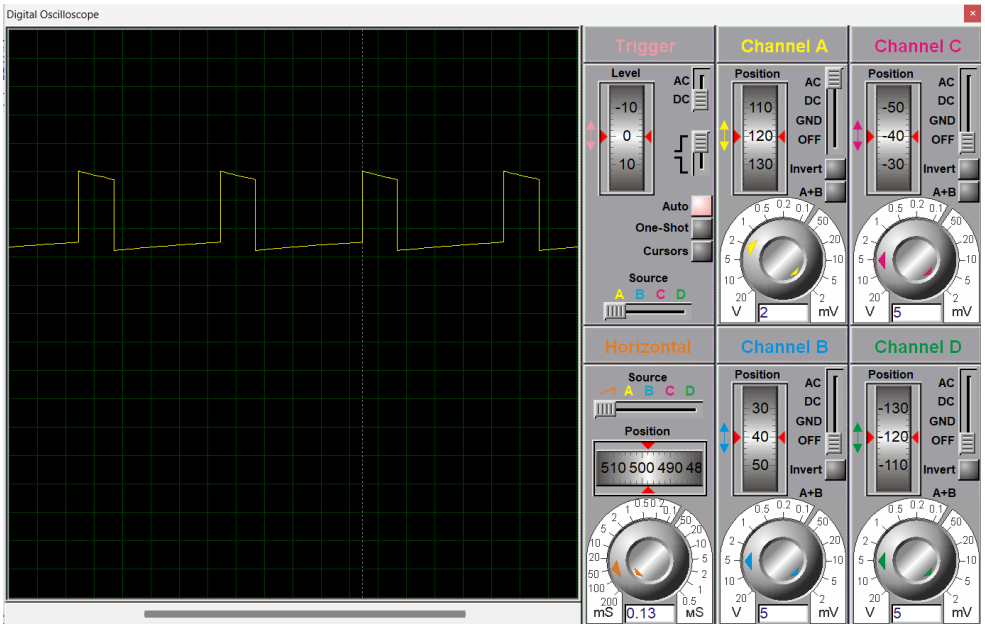


Рисунок 2.30 – Осцилограма вихідного сигналу оптичного сенсора

Після завершення 10-секундного інтервалу вимірювання припиняється. Отримане значення кількості ударів програмно множиться на 6, що дозволяє отримати стандартний медичний показник – кількість ударів за хвилину (BPM). Кінцевий результат виводиться на LCD-дисплей, після чого система повертається у режим очікування повторного натискання кнопки. Такий підхід забезпечує достатню точність для побутового моніторингу та значно спрощує апаратну частину порівняно з аналоговими лічильниками.[18]

2.6 Блок аналогово-цифрового перетворення

Для перетворення попередньо оброблених аналогових сигналів (AC та DC складових) у цифровий двійковий код, придатний для обробки логічною схемою обчислювача, розроблено вузол на базі мікросхеми ADC0804.

Це 8-розрядний аналогово-цифровий перетворювач (АЦП) послідовного наближення, який має диференціальні входи та тристабільний паралельний вихід, що дозволяє легко інтегрувати його в системи без мікроконтролерного керування.

Схема включення АЦП (рис. 2.31) реалізує режим безперервного перетворення (Free-Running Mode). Це забезпечує постійне оновлення вихідних даних без необхідності зовнішніх команд керування.

Керування перетворенням Для організації циклічної роботи вихід завершення перетворення INTR (вивід 5) з'єднаний безпосередньо з входом запуску WR (вивід 3).

- Логіка роботи: після завершення поточного циклу перетворення на виході INTR формується сигнал низького рівня («0»), який, потрапляючи на вхід WR, миттєво запускає новий цикл вимірювання.
- Входи вибору кристала CS (вивід 1) та читання RD (вивід 2) підключені до «землі» (GND). Це забезпечує постійну активність вихідних буферів, тому цифровий код на виходах DB0–DB7 завжди доступний для зчитування наступними каскадами схеми.

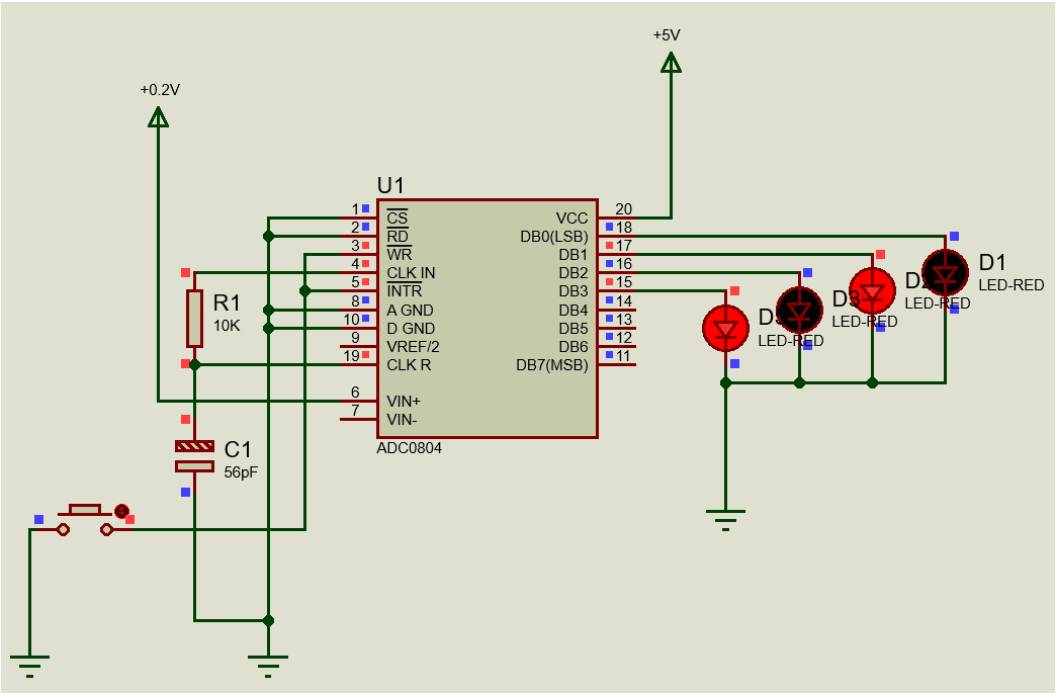


Рисунок 2.31 – АЦП в режимі безперервного перетворення

Мікросхема ADC0804 використовує вбудований тактовий генератор. Частота його роботи задається зовнішнім RC-ланцюгом, підключеним до виводів CLK IN (4) та CLK R (19). Згідно з принциповою схемою використано наступні номінали:

- Резистор R1 = 10 кОм;
- Конденсатор C1 = 56 пФ.

Частота тактування (fclk) розраховується за формулою:

$$f_{clk} \approx \frac{1}{1.1 \cdot R1 \cdot C1} = \frac{1}{1.1 \cdot 10 \cdot 10^3 \cdot 56 \cdot 10^{-12}} \approx 1.6 \text{ МГц} \quad (2.9)$$

Така частота забезпечує високу швидкість перетворення (близько 100 мкс на одне вимірювання), що є достатнім для оцифрування біосигналів.

Для гарантованого запуску процесу перетворення при подачі живлення передбачено кнопку (на схемі підключена до виводу 3). Короткочасне натискання кнопки замикає вхід WR на землю, примусово ініціюючи перший цикл перетворення, після чого система входить у режим автогенерації.

Аналоговий сигнал подається на неінвертуючий вхід VIN(+) (вивід 6). Інвертуючий вхід VIN(−) (вивід 7) підключено до загальної шини (GND), що налаштовує АЦП на вимірювання однополярної напруги відносно землі.

Опорна напруга та роздільна здатність Вивід VREF/2 (вивід 9) на схемі залишено непідключеним. У такому режимі опорна напруга АЦП автоматично дорівнює напрузі живлення (VCC=+5 В). Діапазон вхідних напруг становить від 0 В до 5 В.[19]

Крок квантування (роздільна здатність) для 8-бітного АЦП визначається як:

$$\Delta V = \frac{V_{REF}}{2^n - 1} = \frac{5\text{В}}{255} \approx 19.6 \text{ мВ} \quad (2.10)$$

Цифровий код (D) на виході АЦП розраховується за формулою:

$$D = \frac{V_{in}}{5\text{В}} \cdot 255 \quad (2.11)$$

Наприклад, при подачі на вхід тестового сигналу +0.2 В (як показано на схемі моделювання), очікуваний десятковий код становить:

$$D = \frac{0.2}{5} \cdot 255 \approx 10$$

У двійковому вигляді це відповідає коду 00001010, що відображається світлодіодами D1 та D3 на рис. 2.31.

2.7 Реалізація функції розрахунку за допомогою суматора-віднімача

Оптичний сенсор серцевого ритму використовується для реєстрації пульсової хвилі. Його принцип дії базується на фотоплетизмографічному методі: фотодетектор реєструє зміни інтенсивності світла, що пройшло через тканини, в залежності від кровонаповнення судин. Датчик формує вихідний сигнал, який подається безпосередньо на вхід мікроконтролера Arduino для подальшої цифрової обробки та аналізу.

Хоча основною функцією даного схемотехнічного вузла є реєстрація частоти серцевих скорочень, отриманий фотоплетизмографічний сигнал теоретично містить інформацію і про насичення крові киснем, що дозволяє застосовувати подібні оптичні сенсорні модулі в комплексних системах моніторингу життєвих показників.

Для обчислення відсоткової насиченості крові киснем (SpO_2) на основі даних, отриманих з оптичного сенсора серцевого ритму, застосовується така формула:

1. Отримання даних із датчика:
    - Датчик передає два цифрові сигнали: IR (інфрачервоний) і Red (червоний) світлодіод.
    - Ці сигнали містять AC-компонент (пульсуючий компонент, пов'язаний із серцевими ударами) та DC-компонент (фонова складова).

2. Розрахунок коефіцієнта R:

$$\mathrm{R} = \frac{\mathrm{ACRed/DCRed}}{\mathrm{ACIR/DCIR}} \quad (2.12)$$

   - ACRed : амплітуда змінної складової червоного сигналу,
   - DCRed : середнє значення фонової складової червоного сигналу,
   - Аналогічно для інфрачервоного каналу (IR).

3. Розрахунок SpO_2: Після визначення коефіцієнта R, насиченість киснем обчислюється за емпіричною формулою:

$$\mathrm{SpO2} = \mathrm{A} - \mathrm{B} \cdot \mathrm{R} \quad (2.13)$$

   - A і B – емпіричні константи, отримані в процесі калібрування датчика (типові значення: A≈110, B≈25).

Цифровий сигнал після розрахунку відображається у вигляді числового значення SpO_2. Для цього:

- Обчислене значення SpO_2 передається на мікроконтролер або схему формування сигналу для семисегментного дисплея чи іншого індикатора.
- У разі використання аналогових схем результат формується через генерацію напруги, пропорційної SpO_2, яка подається на цифровий індикатор.

Тобто вся формула виглядає так:

$$\mathrm{SpO_2} = 110 - 25 \cdot \frac{\mathrm{ACIR/DCIR}}{\mathrm{ACRed/DCRed}}.$$

У пульсоксиметрі R зазвичай є співвідношенням між двома світловими сигналами, що проходять через тканини: один від фіксованої довжини хвилі (наприклад, червоний світло) і інший від іншої довжини хвилі (наприклад, інфрачервоний). Це співвідношення використовується для визначення рівня насичення киснем (SpO_2).

Значення R у пульсоксиметрі може варіюватися в залежності від фізіологічного стану пацієнта, проте зазвичай воно знаходиться в межах:

1. Нормальний діапазон: у здорових людей співвідношення R зазвичай коливається в межах 0.4 до 1.0. Це значення є оптимальним для точного вимірювання SpO_2.

2. Зниження рівня кисню: при зниженні рівня насичення киснем (наприклад, в умовах гіпоксемії) співвідношення може бути меншим за 0.4, але це вже може призвести до меншої точності вимірювання, оскільки сигнал буде слабким.

3. Аномальні значення: значення R вище 1.0 може бути показником неправильного вимірювання або того, що пульсоксиметр не отримує достатньо сигналу для правильного аналізу.

У більшості пульсоксиметрів значення R обчислюється на основі аналізу сигналу в реальному часі і, в залежності від конструкції пристрою, його діапазон може бути від 0.3 до 1.5 або навіть ширшим у специфічних моделях. Тому найбільш частими значеннями для здорових людей є значення в межах 0.4-1.0.

Важливо, що сам пульсоксиметр використовує саме це співвідношення для коректного розрахунку SpO_2 за допомогою таблиць або математичних моделей.

Для того щоб не використовувати Arduino і програмний код можна розробити схему яка реалізує процес ділення для формули R. Можна розглянути деякі з них.

2.7.1 Методи реалізації операції ділення

Ділення чисел за допомогою логічних елементів і мікросхем можна реалізувати через різні методи, зокрема через побітове ділення або використання спеціалізованих арифметичних мікросхем для виконання операцій ділення. Ось кілька можливих підходів:

1. Побітове ділення (Shift-Add method): Для ділення числа на 2, 4, 8 і так далі, можна використовувати операцію зсуву бітів вліво або вправо. Для прикладу:

Ділення на 2 еквівалентне зсуву вправо на 1 біт.

Ділення на 4 – зсув вправо на 2 біти. Цей метод дозволяє швидко виконувати операції ділення для степенів двійки.

2. Алгоритм ділення з залишком (Shift and Subtract): Більш загальний алгоритм ділення, який можна реалізувати за допомогою логічних елементів. Суть цього методу полягає в тому, щоб по черзі віднімати від діленого число, яке множиться на певну ступінь двійки, і виконувати зсув бітів. Кожне віднімання відображає крок ділення.

3. Використання мікросхем для арифметичних операцій: Для виконання ділення на мікросхемах можна використовувати спеціалізовані арифметичні пристрої, як-от:

Мікросхеми для ділення (наприклад, мікросхеми ALU з підтримкою ділення). Ці мікросхеми зазвичай реалізують стандартні арифметичні операції (додавання, віднімання, множення та ділення) і можуть використовуватись для розв'язання задачі ділення в цифрових системах.

4. Мікроконтролери з апаратним діленням: Якщо деякі апаратні мікроконтролери мають вбудовані модулі для ділення, це значно спрощує задачу, але для аналогових схем це не підходить.

5. Використання суматорів і шифраторів: Для складніших чисел можна побудувати схеми, які використовують суматори, які працюють через циклічне віднімання, або побудувати систему з множниками, щоб наближено вирішувати задачу ділення.

Ці методи можна комбінувати для досягнення оптимальних результатів в залежності від вимог до швидкості та точності операцій.

В роботі було обрано метод реалізації ділення за допомогою операції віднімання, при використанні компаратора та лічильника для створення циклічного процесу віднімання до останнього позитивного значення різниці.

Для виконання операції віднімання в роботі застосовано суматор-віднімач (рис.2.32). Його принцип дії та схема побудови забезпечують реалізацію необхідної функції.

Сигнал перенесення для і-го розряду описується наступним співвідношенням:

$$C_{i+1} = a_i b_i + (a_i \oplus b_i) C_i = g_i + p_i C_i, \quad (2.14)$$

Функція генерації переносу (g_i) приймає значення 1 у випадку, коли перенос у даному розряді формується виключно завдяки значенням a_i та b_i. Сигнал p_i, відомий як функція розповсюдження переносу, визначає, чи буде передано сигнал перенесення C_i, отриманий від молодшого розряду, до старших розрядів.

На основі цих функцій можна отримати наступні розрахункові формули для сигналів переносу:

$$C_1 = g_0 + p_0 C_0$$

$$C_2 = g_1 + p_1 C_1 = g_1 + p_1 g_0 + p_1 p_0 C_0$$

$$C_3 = g_2 + p_2 C_2 = g_2 + p_2 g_1 + p_2 p_1 g_0 + p_2 p_1 p_0 C_0$$

$$C_4 = g_3 + p_3 C_3 = g_3 + p_3 g_2 + p_3 p_2 g_1 + p_3 p_2 p_1 g_0 + p_3 p_2 p_1 p_0 C_0$$

Затримка розрахунку будь-якого сигналу дорівнює:

$$T_c = T_1 + T_2 + T_3, \quad (2.15)$$

де T_1 – затримка розрахунку сигналу p_i (затримка елемента XOR); T_2 – затримка елемента І; T_3 – затримка елемента АБО.

Як видно, T_c не залежить від розрядності суматора.

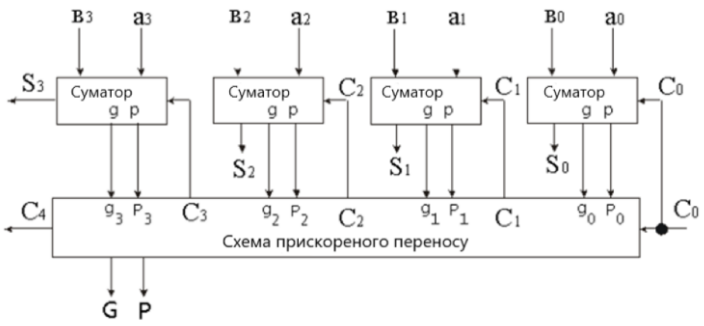


Рисунок 2.32 – Структурна схема 4-розрядного суматора з прискореним переносом

Нижче, на рис. 2.33, приведено моделювання схеми суматора-віднімача у середовищі Electronics Workbench 5.12.

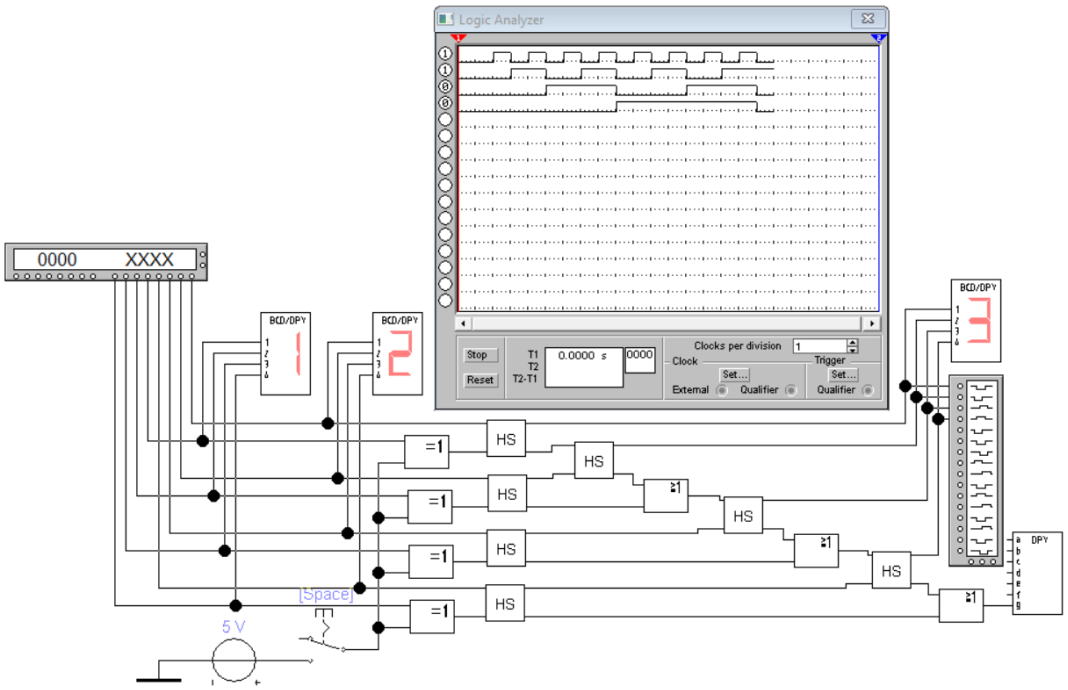


Рисунок 2.33 – Моделювання схеми в середовищі Electronics Workbench

Електрична схема реалізована у вигляді чотирирозрядного паралельного суматора з послідовним поширенням переносу. Його базові елементи – напівсуматори – побудовані на комбінації двох логічних елементів: «Виключне АБО» (XOR) та І (AND). Керуючий сигнал, поданий на додаткові елементи XOR, що розташовані на входах операндів, визначає режим роботи: при логічному "0" виконується операція додавання, а при логічній "1" – операція віднімання.

Для створення логічних елементів І, АБО та «Виключне АБО» у середовищі Electronics Workbench 5.12 були використані стандартні інтегральні мікросхеми: 7408, 7432 та 7486 відповідно. Їх графічні позначення наведено на рис. 2.34.

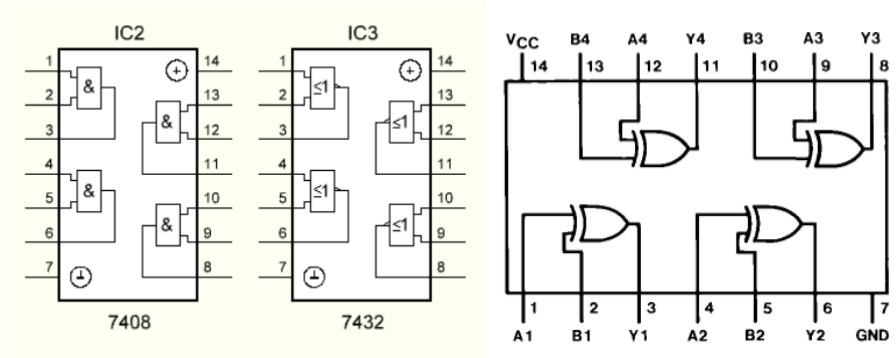


Рисунок 2.34 – Умовне позначення мікросхем 7408, 7432, 7486

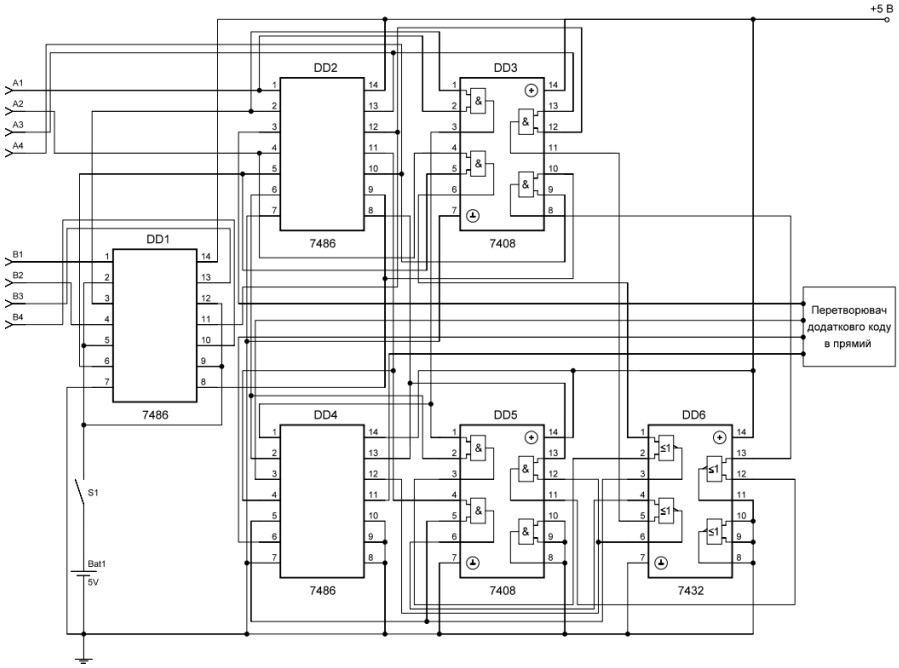


Рисунок 2.35 – Схема суматора-віднімача на реальних мікросхемах

На рис. 2.35 зображено принципову схему суматора-віднімача, розроблену з використанням серійних мікросхем у програмному середовищі Splan 7.0. Оскільки в результаті операції віднімання меншого числа від більшого може утворюватися додатковий код, для подальшої коректної обробки результатів необхідно розробити спеціальний вузол – перетворювач додаткового коду у прямий.

2.9 Моделювання схеми розрахунку показника оксигенації крові

Основу обчислювальної системи складає комбінаційний арифметичний пристрій, здатний виконувати операції додавання та віднімання, а також порівняння двох двійкових чисел. Схема моделювання схеми ділення (рис. 2.36) побудована на базі чотирирозрядного повного суматора та додаткової логіки.

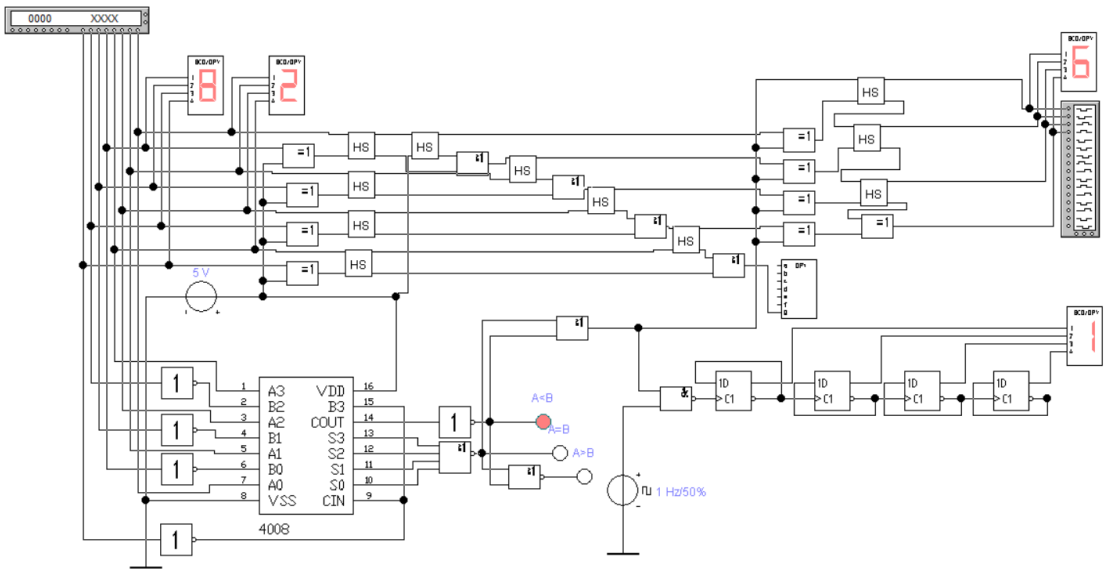


Рисунок 2.36 – Схема моделювання ділення у середовищі Electronics Workbench 5.12

Мікросхема суматора виконує операцію додавання двох 4-бітних чисел A та B. Для реалізації функції віднімання (A−B) використано математичний принцип доповняльного коду. Вхідні лінії другого операнда (B0−B3) підключені через логічні елементи «Виключне АБО» (XOR), які виконують функцію керованих інверторів:

- При подачі логічного «0» на керуючий вхід, сигнал проходить без змін (режим додавання).
- При подачі логічної «1» (режим віднімання), всі біти операнда B інвертуються (B^{-}).

- Одночасно цей керуючий сигнал подається на вхід переносу молодшого розряду (Cin) суматора.

Таким чином, у режимі віднімання схема виконує операцію $S=A+\bar{B}+1$, що відповідає відніманню у двійковій арифметиці.

Схема цифрового компаратора, невід'ємна частин алгоритму ділення є необхідність порівняння поточного залишку з дільником на кожному кроці ітерації. Для цього вихідні сигнали суматора (S0−S3) та сигнал переповнення (Cout) подаються на каскад логічних елементів, що утворюють схему магнітудного компаратора. Схема аналізує стан виходів та формує прапори станів:

1. A>B (Більше): Сигналізує, що віднімання пройшло успішно і результат є додатним.
2. A=B (Рівно): Залишок дорівнює нулю.
3. A<B (Менше): Сигналізує про те, що дільник більший за ділене, і процес віднімання для даного розряду неможливий (або завершений).

Ці логічні сигнали використовуються блоком керування для прийняття рішення: записати новий результат у регістр залишку та інкрементувати лічильник частки, або завершити цикл ділення.

Згідно з алгоритмом визначення сатурації (формула 2.8), для отримання кінцевого результату необхідно виконати три незалежні операції ділення:

1. Обчислення відношення зміної та постійної складових червоного каналу (ACred/DCred).
2. Обчислення аналогічного відношення для інфрачервоного каналу (ACir/DCir).
3. Знаходження фінального співвідношення отриманих величин (R=Ratiored/Ratioir).

Оскільки обробка сигналів відбувається в реальному часі, для забезпечення швидкодії та спрощення комутації потоків даних, дана схема

арифметико-логічного вузла у повному пристрої повинна бути тиражована (дубльована) тричі.

Для реалізації ітеративного алгоритму ділення, який лежить в основі розрахунку коефіцієнта R, недостатньо лише арифметичного вузла. Необхідно забезпечити керування потоками даних (завантаження нових значень або повернення залишку на повторну обробку) та тимчасове зберігання проміжних результатів. Цю функцію виконує блок керування, побудований на стандартних цифрових мікросхемах комутації та пам'яті.

Основними елементами блоку є мультиплексор 74157 та регістр зберігання 74374. Нижче наведено опис їх функціонального призначення в системі.

Мікросхема 74157 (Quad 2-Input Multiplexer) – це чотириканальний селектор, який дозволяє вибрати одне з двох джерел 4-бітних даних і передати його на вихід (див. рис. 2.37).

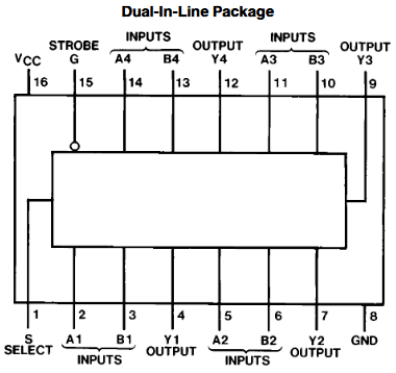


Рисунок 2.37 – Умовне позначення мультиплексора 74157

У схемі розрахунку R мультиплексор виконує роль «стрілочника»:

- Режим завантаження: на початку циклу обчислень він пропускає на вхід суматора нові дані з АЦП (значення чисельника, тобто АС-складової).

- Режим обчислення: після першого віднімання мультиплексор перемикається і починає подавати на вхід суматора результат попередньої операції (поточний залишок), формуючи замкнений цикл зворотного зв'язку.

Керування вибором джерела здійснюється одним логічним сигналом «Select».

Мікросхема 74374 являє собою 8-розрядний регістр на D-тригерах, що спрацьовують по фронту тактового імпульсу (див. рис. 2.38).

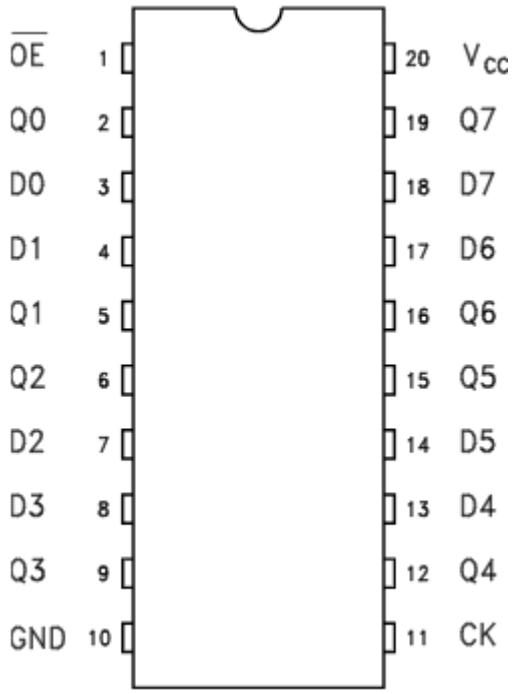


Рисунок 2.38 – Умовне позначення регістра 74374

У даному блоці ця мікросхема виконує функцію акумулятора:

1. Фіксація результату: Після кожного такту роботи суматора-віднімача регістр запам'ятовує отримане значення (новий залишок від ділення).

2. Синхронізація: Запис даних відбувається лише в тому випадку, коли схема порівняння підтверджує, що віднімання пройшло успішно

(результат додатний). Це запобігає запису помилкових даних при переповненні.

3. Видача даних: Збережене значення з виходів регістра подається назад на вхід мультиплексора для наступного кроку ділення або на вихідну шину після завершення розрахунку.

Таким чином, взаємодія мультиплексора 74157 та регістра 74374 забезпечує циклічне виконання операцій віднімання, необхідне для апаратного обчислення співвідношення сигналів AC/DC без використання програмного коду.[20]

Схема електрична принципова блоків випромінювання сигналу та приймача сигналу представлено в додатку А.

3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

Основним завданням проектованої оптоелектронної системи є перетворення аналогового сигналу, отриманого з фотодетектора після проходження крізь біологічні тканини, у цифровий вигляд для подальшої обробки та розрахунку рівня сатурації (SpO2). Ключовим елементом, що відповідає за цю операцію, є аналого-цифровий перетворювач (АЦП).

Для вибору мікросхеми АЦП проаналізуємо ієрархію чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2). Було розглянуто такі моделі: ADC0804 (класичний паралельний АЦП), ADC0808 (багатоканальний), ADC0831 (послідовний) та MCP3201 (прецизійний 12-бітний).[21]

Розрахунок за шкалою відносної важливості

Таблиця 3.1 - Можливі варіанти видів приладів

Варіант	АЦП	Короткий опис та особливості архітектури
A	ADC0804	8-розрядний АЦП з паралельним інтерфейсом. Має диференційні входи та можливість зміщення діапазону вимірювання. Вбудований тактовий генератор.
B	ADC0808	8-розрядний АЦП з 8-канальним мультиплексором. Входи однополярні (single-ended). Потребує зовнішнього тактування.
C	ADC0831	8-розрядний АЦП з послідовним інтерфейсом (Microwire). Має диференційний вхід. Потребує зовнішнього тактування.
D	MCP3201	12-розрядний АЦП з інтерфейсом SPI. Висока точність, псевдо-диференційний вхід. Потребує зовнішнього тактування.

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: *i*–номер критерію; при порівнянні 7-ох критеріїв (табл. 3.3) $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$;

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

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	7	$\prod_{i=1}^{7}\omega_i$	X_i
1. Вартість	1	2	1/3	2	1	3	1/2	1,104	0,134
2. Розрядність	1/2	1	1/4	1	1/2	2	1/3	0,635	0,077
3. Апаратна гнучкість	3	4	1	3	2	4	2	2,479	0,302
4. Автономність тактування	1/2	1	1/3	1	1	3	1/2	0,820	0,100
5. Простота ПЗ	1	2	1/2	1	1	3	1/2	1,060	0,129
6. Енергоспоживання	1/3	1/2	1/4	1/3	1/3	1	1/4	0,381	0,046
7. Наявність в Proteus	2	3	1/2	2	2	4	1	1,739	0,212
Σ								8,486	1

$$X_i = \frac{\sqrt[7]{\prod_{i=1}^{7}\omega_i}}{\sum_{i=1}^{7}\sqrt[7]{\prod_{i=1}^{7}\omega_i}},$$

де $\sum$ – сума по стовпці $\sqrt[7]{\prod_{i=1}^{7}\omega_i}$;

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

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

Далі в кожній строчці перемножуємо усі 7 значень і беремо з цього добутку корінь 7-го ступеню – так заповнюємо стовпчик $\prod_{i=1}^{7} \omega_i$; знаходимо суму по цьому стовпчику Σ, знаходимо $X_i = \frac{\sqrt[7]{\prod_{i=1}^{7} \omega_i}}{\Sigma_{i=1}^{7} \sqrt[7]{\prod_{i=1}^{7} \omega_i}}$, для кожної строки і заповнюємо 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 «Вартість»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[7]{\prod_{i=1}^{7} \omega_i}$	X_i
A	1	2	2	5	2,11	0,45
B	1/2	1	1	3	1,11	0,23
C	1/2	1	1	3	1,11	0,23
D	1/5	1/3	1/3	1	0,39	0,08
Σ					4,71	1,00

Таблиця 3.5 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Розрядність»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4} \omega_i}$	Xi
A	1	1	1	1/5	0,67	0,13
B	1	1	1	1/5	0,67	0,13

C	1	1	1	1/5	0,67	0,13
D	5	5	5	1	3,34	0,63
Σ					5,35	1,00

Таблиця 3.6 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Апаратна гнучкість»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	Xi
A	1	7	2	3	2,55	0,49
B	1/7	1	1/5	1/3	0,31	0,06
C	1/2	5	1	2	1,50	0,29
D	1/3	3	1/2	1	0,84	0,16
Σ					5,55	1,00

Таблиця 3.7 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Автономність тактування»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	Xi
A	1	5	5	5	3,34	0,63
B	1/5	1	1	1	0,67	0,13
C	1/5	1	1	1	0,67	0,13
D	1/5	1	1	1	0,67	0,13
Σ					5,35	1,00

Таблиця 3.8 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Простота ПЗ»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	Xi
A	1	2	5	5	2,66	0,52
B	1/2	1	3	3	1,46	0,28
C	1/5	1/3	1	1	0,51	0,10

D	1/5	1/3	1	1	0,51	0,10
Σ					5,13	1,00

Таблиця 3.9 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Енергоспоживання»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	Xi
A	1	1/7	1/3	1/9	0,27	0,05
B	7	1	3	1/2	1,80	0,31
C	3	1/3	1	1/5	0,67	0,11
D	9	2	5	1	3,08	0,53
Σ					5,82	1,00

Таблиця 3.10 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Наочність (Proteus)»

АЦП	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	Xi
A	1	3	7	7	3,48	0,62
B	1/3	1	5	5	1,70	0,30
C	1/7	1/5	1	1	0,41	0,07
D	1/7	1/5	1	1	0,41	0,07
Σ					6,00	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт (табл. 3.11).

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт. В таблиці 3.8 строчка «вага» – це стовпчик Xi таблиці 3.3, строчка «ADC0804» – це значення Xi таблиць 3.4 – 3.7 для мікроконтролеру A і т.д. Глобальний пріоритет для кожного мікроконтролеру розраховуємо так:

для ADC0804: 0,134x0,45 + 0,077x0,13 + 0,302x0,49 + 0,100x0,63 + 0,129x0,52 + 0,046x0,05 + 0,212x0,62 = 0,482

для ADC0808: 0,134x0,23 + 0,077x0,13 + 0,302x0,06 + 0,100x0,13 + 0,129x0,28 + 0,046x0,31 + 0,212x0,3 = 0,186

для ADC0831: 0,134x0,23 + 0,077x0,13 + 0,302x0,29 + 0,100x0,13 + 0,129x0,1 + 0,046x0,11 + 0,212x0,07 = 0,174

для MCP3201: 0,134x0,08 + 0,077x0,63 + 0,302x0,16 + 0,100x0,13 + 0,129x0,1 + 0,046x0,53 + 0,212x0,07 = 0,173

Таблиця 3.11 – Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	№7	Глобальний
Вага	0,134	0,077	0,302	0,100	0,129	0,046	0,212	
ADC0804	0,45	0,13	0,49	0,63	0,52	0,05	0,62	0,482
ADC0808	0,23	0,13	0,06	0,13	0,28	0,31	0,3	0,186
ADC0831	0,23	0,13	0,29	0,13	0,1	0,11	0,07	0,174
MCP3201	0,08	0,63	0,16	0,13	0,1	0,53	0,07	0,173

З порівняння глобальних пріоритетів різних АЦП (табл. 3.11) видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта ADC0804.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

Концепція системи «людина – життєве середовище» є центральним об’єктом вивчення в галузях безпеки життєдіяльності та гігієни праці. Життєве середовище визначається як така частина зовнішнього простору, яка не лише є умовою існування, але й суттєво впливає на фізичний стан, здоров’я та загальне благополуччя людини. Дослідження цієї системи може проводитись на різних рівнях – від комплексного аналізу всіх її складових до детального розгляду окремих підсистем з урахуванням їх специфіки та взаємодії.

Підсистема «людина – природне середовище» має фундаментальне значення, оскільки індустріальний та технологічний розвиток кардинально трансформував взаємозв’язок між суспільством і природою. Прогрес у промисловості та техніці відкрив доступ до нових джерел енергії, дозволив освоїти раніше невідомі ресурси та технології, розпочати дослідження надра Землі та космічного простору. Однак цей розвиток має й зворотний, негативний бік: сучасний стан природного середовища зазнав серйозних змін, що призвело до виникнення нових загроз природного характеру. Ці загрози не тільки погіршують стан здоров’я людей, але й створюють ризики для стабільності їх існування.

Не менш критичною для забезпечення безпеки та збереження здоров’я є підсистема «людина – виробниче середовище». Науково-технічний прогрес та впровадження новітніх технологій спричинили масове використання хімічних речовин, створення високопотужного обладнання, зростання швидкостей технологічних процесів та застосування нових матеріалів. Разом із перевагами це призвело до значного збільшення кількості виробничих небезпек, що становлять пряму загрозу життю та здоров’ю працівників.

Окремої уваги потребує підсистема «людина – побутове середовище», що пов’язано із зростанням статистики нещасних випадків, травм та летальних наслідків у побуті. Сучасне житло наповнене великою кількістю

електроприладів, синтетичних матеріалів і засобів побутової хімії, що, з одного боку, підвищує комфорт, а з іншого – формує широкий спектр шкідливих і небезпечних факторів. До них належать: ризик ураження електричним струмом, електромагнітне та електростатичне випромінювання, підвищений рівень шуму і вібрації, а також наявність у повітрі шкідливих речовин і пилу.[22]

4.1 Вимоги до виробничих приміщень

Організація та будівництво промислового об'єкта повинні здійснюватись у суворій відповідності до затверджених проектних вимог. Виробничий майданчик обов'язково забезпечується належними умовами для природного освітлення, безперебійного водопостачання та ефективної вентиляції. Розміщення основних виробничих корпусів проводиться з урахуванням технологічної послідовності процесів та характеру шкідливих факторів, властивих даному підприємству.

Виробничі дільниці та обладнання, пов'язані з виділенням у навколишнє середовище шкідливих газів, парів, аерозолів, пилу або інших небезпечних речовин, обов'язково розташовуються з підвітряного боку по відношенню до інших цехів, адміністративних будівель та житлових масивів, з урахуванням переважної рози вітрів у даній місцевості.

Відповідно до рівня небезпеки, що створюється, існує класифікація санітарно-захисних зон навколо підприємств на п'ять категорій:

- **Клас I:** ширина зони – 1000 м.
- **Клас II:** ширина зони – 500 м.
- **Клас III:** ширина зони – 300 м.
- **Клас IV:** ширина зони – 100 м.
- **Клас V:** ширина зони – 50 м.

Для підприємств надзвичайно високої шкідливості розмір захисної зони може бути збільшений, але не більш ніж втричі від базового. Окремо слід враховувати фактори, такі як інтенсивний шум або потужне електромагнітне випромінювання (радіочастотне, мікрохвильове); у таких випадках рекомендується встановлювати санітарно-захисну зону шириною до 3 км. У межах цієї зони допускається розміщення допоміжних будівель, складів, охоронних споруд та підприємств з нижчим класом небезпеки. Територія зони має бути обов'язково благоустроєною. Власне територія підприємства обладнується централізованим водопостачанням та каналізацією, має тверде покриття доріг і проїздів з відповідною дорожньою розміткою та знаками.

Габарити виробничих приміщень нормуються: мінімальний об'єм повинен становити 15 м³, або площа – 4,5 м² при обов'язковій мінімальній висоті стелі 3,2 м. Для цехів, де у технологічному процесі використовуються високотоксичні речовини (ртуть, свинець, тетраетилсвинець тощо), висуваються додаткові спеціальні вимоги до оздоблення інтер'єру (герметичність, покриття поверхонь тощо).

Обов'язковий для промислових підприємств перелік санітарно-побутових приміщень включає: гардеробні з раковинами та душовими, приміщення для чищенки одягу, сушіння та віджиму спецодягу, їдальні, кімнати відпочинку, окремі курильні, медичні пункти для надання першої допомоги. Мінімальні норми площ цих приміщень в розрахунку на одного працівника наведені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Мінімально допустимі площі санітарно-побутових приміщень, $м^2$

Гардеробні	0,05-1,2
Душові кабіни	0,81-1,62
Вільна площадка перед душовою кабіною	0,54
Приміщення для сушіння одягу	0,2
Курильні кімнати	0,03

Приміщення для обігріву	0,1
Кімната для прийому їжі	1

У разі потреби організації підсобного приміщення його слід розташовувати в межах господарського корпусу основної виробничої будівлі або в окремій споруди, з'єднаній з виробничим комплексом через опалюваний технологічний перехід.[23]

4.2 Освітлення робочих місць

Освітлення належить до найважливіших факторів виробничого середовища, що впливає на працездатність і самопочуття людини. Це обумовлено тим, що саме через зоровий аналізатор надходить близько 90% інформації про навколишній простір. Напруженість зорової роботи безпосередньо залежить від інтенсивності основних фізіологічних механізмів: адаптації, акомодації та конвергенції.

- Адаптація – це пристосування ока до різних рівнів освітленості.
- Акомодація – це здатність ока чітко бачити предмети на різній відстані завдяки зміні кривизни кришталика.
- Конвергенція – це зведення зорових осей обох очей для розгляду близько розташованих об'єктів.

Часті та різкі зміни яскравості, наявність сліпучих джерел світла та глибоких тіней у полі зору призводять до перевтоми ока, втрати контрастної чутливості та гостроти зору. Процес повної адаптації може тривати 2-3 хвилини, протягом яких працівник практично втрачає здатність розрізняти об'єкти. Такі умови сприяють виникненню професійних захворювань очей (наприклад, трудової міопії або спазму акомодації) та значно підвищують ризик травматизму.

Несприятливе освітлення негативно впливає не лише на зір, а й на загальний стан організму, викликаючи передчасну втому, зниження продуктивності та концентрації уваги. Статистичні дані свідчать, що безпосередньою причиною до 5% нещасних випадків на виробництві є недостатнє або нераціональне освітлення, а ще в 20% випадків воно виступає сприяючим фактором.

Для створення оптимальних умов зорової праці необхідно враховувати як кількісні, так і якісні параметри світла, включаючи колірне оформлення приміщення. Використання світлих матових або напівматових поверхонь з коефіцієнтом відбиття 0,3–0,6 дозволяє підвищити рівень освітленості на 20–40% без збільшення потужності джерел, зменшити різкість тіней та забезпечити більш рівномірне розподілення світла.

Основні вимоги до виробничого освітлення:

1. Рівень освітленості на робочій поверхні повинен відповідати характеру та точності зорової роботи та відповідати чинним нормативним вимогам.

2. Освітлення має бути достатньо рівномірним і стабільним у часі, щоб уникнути частих процесів переадаптації ока.

3. Необхідно виключати наявність прямої та відбитої сліпучи яскравості від джерел світла та блискучих поверхонь.

4. Слід уникати формування різких та рухомих тіней на робочій поверхні.

5. Контраст між об'єктом розрізнення та фоном має бути достатнім для комфортного сприйняття деталей.

6. Система освітлення не повинна створювати додаткових шкідливих факторів (шум, теплове навантаження, ризик вибуху чи пожежі, небезпека ураження струмом).

7. Освітлювальна установка має бути надійною, економічною, зручною в експлуатації та мати відповідний естетичний вигляд.[24]

4.3 Електробезпека на підприємстві

Забезпечення безпечної експлуатації електроустановок (ЕУ) ґрунтується на комплексному застосуванні трьох основних підходів:

1. Впровадження конструктивних та схемотехнічних засобів захисту. Ці заходи є невід'ємною частиною проекту ЕУ і функціонують постійно, забезпечуючи захист персоналу під час нормальної роботи обладнання, що знаходиться під напругою. Згідно з ПУЕ-2006, їх поділяють на дві категорії:

- Захисні заходи для запобігання прямого контакту з частинами, що знаходяться під напругою, під час штатного функціонування ЕУ.
- Захисні заходи для забезпечення безпеки у разі непрямого контакту, що може виникнути через пошкодження ізоляції (одиничне замикання на корпус).

2. Застосування індивідуальних та колективних засобів захисту (ЗЗ). Засоби захисту призначені для мінімізації або усунення впливу небезпечних та шкідливих факторів на працівників. Електрозахисні засоби – це спеціалізоване обладнання, інструмент та екіпіровка для безпечного проведення робіт в ЕУ. До них належать: ізолювальні штанги, кліщі, покажчики напруги, а також діелектричні рукавички, взуття, килими та інший спеціальний одяг.

3. Дотримання організаційно-технічних заходів при виконанні робіт. Цей комплекс передбачає сувору регламентацію порядку та процедур проведення будь-яких робіт в ЕУ для гарантії безпеки персоналу. Організаційні заходи поділяються на три категорій:

- Роботи зі зняттям напруги: напруга знімається з усіх струмоведучих частин дільниці, де проводяться роботи, і вживаються заходи для виключення її випадкової подачі.
- Роботи без зняття напруги на струмоведучих частинах та поблизу них: роботи виконуються безпосередньо на частинах, що знаходяться під

робочою напругою, або на відстані від них, меншій за допустиму. Це найнебезпечніші роботи, що вимагають найсуворіших заходів безпеки, спеціального допуску та бездоганного використання електрозахисних засобів.

- Роботи без зняття напруги, але без безпосереднього контакту зі струмоведучими частинами: роботи виконуються на деякій відстані від живих частин, але з обов'язковим забезпеченням таких умов, при яких випадкове наближення людей чи інструменту на недопустиму відстань є неможливим.[25]

4.4 Організаційно-технічні заходи пожежної безпеки

Забезпечення пожежної безпеки досягається завдяки комплексному поєднанню інженерних систем (протипожежних), пасивних заходів захисту та організаційно-технічних процедур (рис. 4.1).

Для формування ефективного комплексу технічних і організаційних заходів, здатного забезпечити необхідний рівень безпеки, важливо заздалегідь провести класифікацію приміщень та будівель за ступенем їх пожежної небезпеки.

Чинна нормативно-правова база в галузі пожежної безпеки слугує основою для об'єктивного аналізу пожежних ризиків і створення цілісної системи захисту об'єкта.

Аналіз показників вибухонебезпечності та пожежонебезпечності об'єкта проводиться шляхом оцінки властивостей матеріалів, що використовуються та зберігаються, а також особливостей технологічного процесу. При цьому враховується фактична кількість горючих речовин та специфіка виробництва. Метою такого аналізу є визначення можливих сценаріїв виникнення та розвитку пожежі, а також оцінка її потенційних наслідків.



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

Таким чином, методологія аналізу вибухопожежної небезпеки зводиться до послідовного виявлення та оцінки ряду взаємопов'язаних факторів. Вона включає дослідження умов формування горючого середовища та ідентифікацію всіх потенційних джерел запалювання. Далі аналізується ймовірність їх контакту, що призводить до займання, а також умови, що сприятимуть виникненню та подальшому поширенню пожежі. Завершальною ланкою є оцінка масштабів можливої надзвичайної ситуації, включаючи рівень загрози для життя людей, стану навколишнього середовища та матеріальних цінностей.[26]

На рисунку 4.2 показано план евакуації при пожежі учасників освітнього процесу Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні Запорізького національного університету, лабораторного корпусу 2-й поверх,

де знаходиться спеціалізована навчально-наукова лабораторія «Фізичної та біомедичної електроніки».

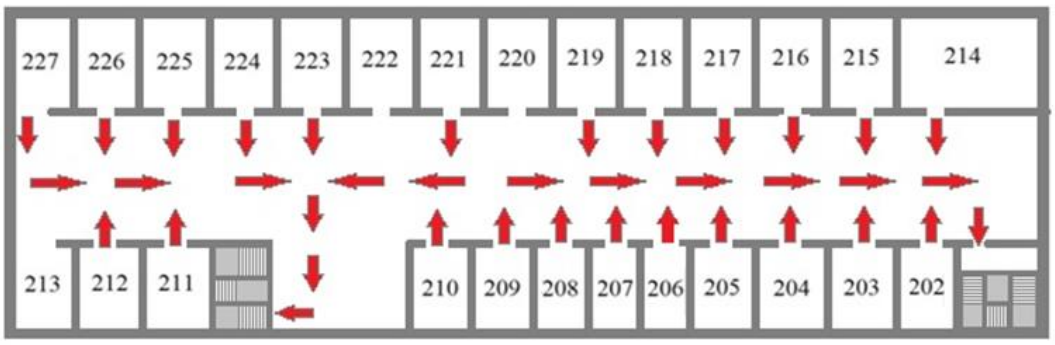


Рисунок 4.2– План евакуації при пожежі

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. У роботі розроблено оптоелектронну систему контролю сатурації крові киснем та частоти серцевих скорочень з апаратною реалізацією алгоритмів обробки сигналів. Структура системи побудована за класичною схемою пульсоксиметра з розділенням фотоплетизмографічного сигналу на змінну та постійну складові, що є необхідною умовою для коректного визначення відношення сигналів у червоному та інфрачервоному діапазонах.

2. Блок випромінювання реалізовано на червоному та інфрачервоному світлодіодах з імпульсним режимом керування. Формування керуючих імпульсів виконано на таймері NE555, що забезпечує стабільну частоту перемикання каналів та часову роздільність сигналів. Імпульсний режим роботи дозволяє зменшити середнє енергоспоживання світлодіодів і знизити тепловий вплив на тканини, що позитивно впливає на стабільність вимірювань.

3. Блок приймання сигналу побудовано на фотодіоді BPW34 та операційному підсилювачі ADA4505-2. Використання фотодіода з великою фоточутливою площею забезпечує достатній рівень фотоструму при низькій інтенсивності випромінювання. Трансимпедансний підсилювач на ADA4505-2 забезпечує перетворення фотоструму в напругу з високим коефіцієнтом підсилення та низьким рівнем шумів, що є критичним для виділення змінної складової фотоплетизмограми.

4. Розділення AC та DC складових сигналу реалізовано апаратними засобами, що дозволяє уникнути цифрової фільтрації та забезпечує стабільні параметри сигналів на вході блоку обчислень. Виділення змінної складової використовується для визначення пульсу, а постійної – для формування відношення сигналів, необхідного для розрахунку сатурації.

5. Блок визначення пульсу побудовано на схемі формування часових інтервалів між імпульсами змінної складової фотоплетизмографічного сигналу. Такий підхід дозволяє отримувати значення частоти серцевих скорочень без застосування мікроконтролерів та програмної обробки, з фіксованим і передбачуваним часом реакції схеми.

6. Розрахунок параметра R та подальше визначення сатурації крові реалізовано на комбінаційних логічних схемах із використанням суматорів, віднімачів та блоку ділення. Реалізація операції ділення на жорсткій логіці забезпечує детермінований час обчислення, відсутність програмних збоїв та стабільність роботи в умовах завад. Оптимальність блоку ділення досягається за рахунок фіксованої структури логічних елементів та відсутності ітераційних алгоритмів.

7. Моделювання роботи пристрою в середовищі Proteus підтвердило працездатність усіх функціональних блоків, коректність формування сигналів випромінювання та приймання, а також правильність роботи блоків обробки та обчислення. Отримані результати свідчать про можливість реалізації пульсоксиметра з повністю апаратною обробкою сигналів без використання мікроконтролерів.

8. Розроблену схему доцільно застосовувати в автономних та резервних медичних приладах, де пріоритетними є надійність, простота та прогнозована робота системи. Для подальшого розвитку роботи рекомендовано виконати калібрування коефіцієнтів розрахунку сатурації за експериментальними даними, дослідити вплив рухових артефактів на змінну складову фотоплетизмограми та виготовити фізичний макет пристрою для експериментальної перевірки точності вимірювань.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Clevelend clinic: Vital Signs. URL: https://my.clevelandclinic.org/health/articles/10881-vital-signs (дата звернення: 12.12.2025).

2. Пульсоксиметричний скринінг критичних вроджених вад серця у новонароджених: клінічна настанова, заснована на доказах. Державне підприємство «Державний експертний центр Міністерства охорони здоров'я України» Асоціація Неонатологів України, 2022. С. 60.

3. Panicos A. Kyriacou, John Allen. Photoplethysmography: Technology, Signal Analysis and Applications. City, University of London, 2021. С. 490-506.

4. PubMed Central: Transdermal optical imaging revealed different spatiotemporal patterns of facial cardiovascular activities. URL: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6043515/ (дата звернення 12.12.2025)

5. Кріштафор Д.А. , Кравець О.В. , Клигуненко О.М. , Єхалов В.В. , Станін Д.М. Капнометрія у відділенні інтенсивної терапії (огляд літератури). Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна, 2023. С. 9.

6. Пульсоксиметричний скринінг критичних вроджених вад серця у новонароджених: клінічна настанова, заснована на доказах. Державне підприємство «Державний експертний центр Міністерства охорони здоров'я України» Асоціація Неонатологів України, 2022. С. 60.

7. Everlight Electronics : IR908-7C-F Infrared LED Data Sheet. URL: https://www.tme.eu/Document/4c726b72a4e8f2b36820f6a2bad5edfe/IR908-7C-F.PDF (дата звернення: 12.12.2025).

8. Kingbright : L-7104SRC-J4 Super Bright Red LED Data Sheet. URL: https://www.tme.eu/Document/d549821bcf2b9de730958e21b83cc066/L-7104SRC-J4%28Ver.10A%29.pdf (дата звернення: 12.12.2025).

9. Analog Devices: ADA4505-1/ADA4505-2/ADA4505-4 Data Sheet. URL: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4505-1_4505-2_4505-4.pdf (дата звернення: 12.12.2025).

10. Analog Devices: ADR1581 Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/544081/AD/ADR1581.html (дата звернення: 12.12.2025).

11. Analog Devices: ADG1636 Data Sheet. URL: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG1636.pdf (дата звернення: 12.12.2025).

12. Analog Devices: Application Note AN-1583. URL: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/app-notes/an-1583.pdf (дата звернення: 12.12.2025).

13. Texas Instruments: LM358 Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1082481/TI1/LM358.html (дата звернення: 12.12.2025).

14. Vishay: BPW34 Silicon PIN Photodiode Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/26251/VISHAY/BPW34.html (дата звернення: 12.12.2025).

15. Fairchild Semiconductor: 7490 Decade Counter Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/50915/FAIRCHILD/7490.html (дата звернення: 12.12.2025).

16. ON Semiconductor: 7447 BCD-to-Seven Segment Decoder/Driver Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/12658/ONSEMI/7447.html (дата звернення: 12.12.2025).

17. Philips: NE555 Single Precision Timer Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/17972/PHILIPS/NE555.html (дата звернення: 12.12.2025).

18. Last Minute Engineers: Pulse Sensor Arduino Tutorial. URL: https://lastminuteengineers.com/pulse-sensor-arduino-tutorial/ (дата звернення: 12.12.2025).

19. Philips: ADC0804 8-Bit Microprocessor Compatible A/D Converter Data Sheet. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/83230/PHILIPS/ADC0804.html (дата звернення: 12.12.2025).

20. Цифрова схемотехніка. Підручник для студентів технічних вузів і коледжів / укл.: Л. Л. Верьовкін, М. В. Світанько, Є. М. Кісельов, С. Л. Хрипко. Запоріжжя: Видавництво ЗДІА, 2016. 214 с.

21. Швець Є. Я., Головко О. П. Техніко-економічне обґрунтування проектно-конструкторських робіт: методичні вказівки до самостійної роботи та виконання дипломних і контрольних робіт. Запоріжжя: ЗДІА. 2010. 17 с.

22. Методичні вказівки до самостійної та індивідуальної роботи студентів з дисципліни «Основи охорони праці та безпека життєдіяльності. Частина 2. Безпека життєдіяльності» / Уклад. О. В. Березюк, М. С. Лемешев. Вінниця: ВНТУ, 2019. 64 с.

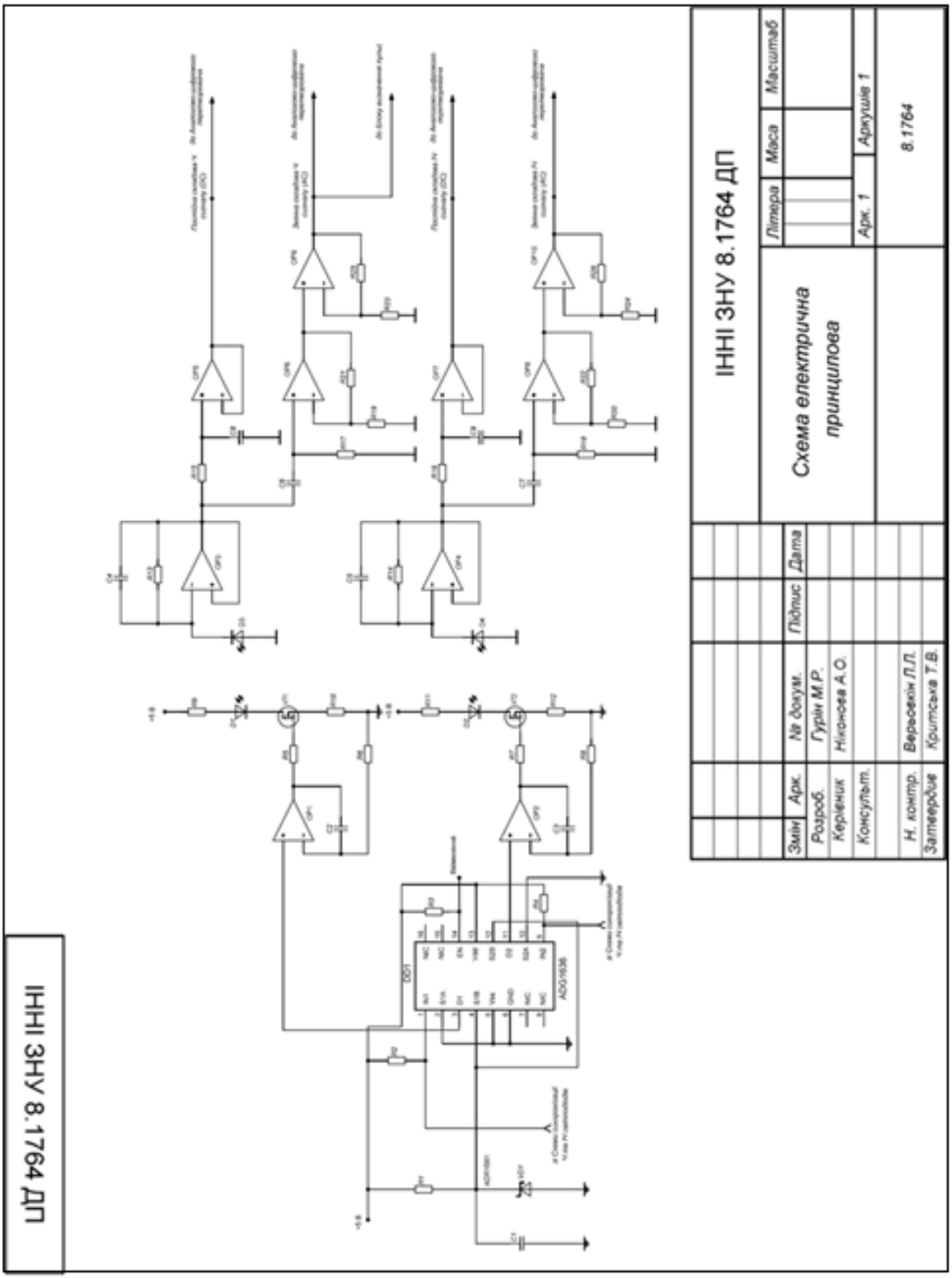
23. Запорожець О. І., Протоєрейський О. С., Франчук Г. М., Боровик І. М. Основи охорони праці. Підручник. К.: Центр учбової літератури, 2009. 264 с.

24. Ю. О. Полукаров, Н .А. Праховнік, О.В. Землянська. Охорона праці та цивільний захист: навч. посіб. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023.

25. Арламов О.Ю. Охорона праці та цивільний захист: конспект лекцій. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. 154 с.

26. Основи охорони праці: навчально-методичний посібник для студентів ЗДІА всіх спеціальностей денної та заочної форм навчання / Бєлоконь К. В., Рижков В. Г., Куріс Ю. В. та ін.; Запоріз. держ. інж. акад. – Запоріжжя: ЗДІА, 2015. 180 с.

ДОДАТОК А


ІННІ ЗНУ 8.1764 ДП
ІННІ ЗНУ 8.1764 ДП
Схема електрична принципова
Літера
Маса
Масштаб
Арк. 1
Аркушів 1
8.1764
Змін
Арк.
№ докум.
Підпис
Дата
Розроб.
Гурін М.Р.
Керівник
Ніконова А.О.
Консульт.
Н. контр.
Вересокін П.П.
Затвердив
Критська Т.В.

ДОДАТОК Б

Познач.	Найменування	Кільк.	Примітки
	Мікросхеми		
DD1	ADG1636	1	
VD1	ADR1581	1	
	Підсилювачі		
OP1, OP2	ADA4505-2	2	
OP3, OP4			
OP5, OP6			
OP7, OP8			
OP9, OP10	LM358	8	
	Конденсатори		
C1	К50-33-25В-0,1мкФ	1	
C2, C3	К50-33-25В-22пФ	2	
C4, C5	К50-33-6,3В-30пФ	2	
C6,C7,C8	К50-33-25В-1мкФ	3	
	Резистори		
R1	С2-23-0.5Вт-56кОм±5%	1	
R2, R3, R4	С2-23-0.125Вт-10кОм±10%	3	
R5, R7	С2-23-0.125Вт-220 Ом±10%	2	
R6, R8, R19	С2-23-0.125Вт-1кОм±10%	3	
R9, R11	С2-23-0.125Вт-30Ом±1%	2	
R10, R12	С2-23-0.125Вт-62Ом±1%	2	
R13, R14	С2-23-0.25Вт-1МОМ±5%	2	
R15, R16	С2-23-0.25Вт-300кОм±10%	2	
R17, R18	С2-23-0.25Вт-30кОм±10%	2	
R20,R23,R24	С2-23-0.125Вт-1кОм±10%	3	
R21, R22	С2-23-0.25Вт-24кОм±10%	2	
R25, R26	С2-23-0.25Вт-19кОм±10%	2	

Змін	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	ІННІ ЗНУ 8.1764 ДП			
Розроб.		Гурін М.Р.			Перелік елементів до схеми електричної принципової	Літера	Маса	Масштаб
Керівник		Ніконова А.О.						
Консульт.						Арк. 1	Аркушів 1	
Н. контр.		Верьовкін Л.Л.				8.1764		
Затвердив		Критська Т.В.						

ДОДАТОК В

```
#include <TimerOne.h>
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(13, 12, 11, 10, 9, 8);
int HBSensor = A0;// Sensor Pin
int HBCount = 0;
int HBCheck = 0;
int TimeinSec = 0;
int HBperMin = 0;
int HBStart = 2;  //Pushbutton Pin
int HBStartCheck = 0;
void setup()
{
  pinMode(HBSensor, INPUT);
  pinMode(HBStart, INPUT_PULLUP);
  Timer1.initialize(800000);
  Timer1.attachInterrupt( timerIsr );
    lcd.begin(20, 4); // set up the LCD's number of columns and rows:
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0); // set the cursor position:
  lcd.print("  THE BRIGHT LIGHT    ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" Heart-Beat  Sensor");
  lcd.setCursor(0,3);
  lcd.print(" Press Button");
}
void loop()
{
  if(digitalRead(HBStart) == LOW)
  {
    lcd.setCursor(0,2);
    lcd.print(" HB Counting... ");
    lcd.setCursor(0,3);
    lcd.print(" Please Wait: ");
    HBStartCheck = 1;
  }
  if(HBStartCheck == 1)
  {
    if((digitalRead(HBSensor) == HIGH) && (HBCheck == 0))
      {
        HBCount = HBCount + 1;
        HBCheck = 1;
      }

      if((digitalRead(HBSensor) == LOW) && (HBCheck == 1))
      {
        HBCheck = 0;
      }
      if(TimeinSec == 10)
      {
          HBperMin = HBCount*6;
          HBStartCheck = 0;
          lcd.setCursor(0,2);
          lcd.print(" HB Per Min: ");
          lcd.print(HBperMin);
          lcd.print("  ");
          lcd.setCursor(0,3);
          lcd.print(" Press Button Again.");
          HBCount = 0;
          TimeinSec = 0;
      }
  }
}
void timerIsr()
{
  if(HBStartCheck == 1)
  {
      TimeinSec = TimeinSec + 1;
      lcd.setCursor(14,3);
      lcd.print(TimeinSec);
      lcd.print("       ");
  }
}
```

Міністерство освіти і науки України
Запорізький національний університет
Інженерний навчально-науковий
інститут ім. Ю. М. Потебні

ІНЖЕНЕРНІ ІННОВАЦІЇ ТА РОЗБУДОВА НАЦІОНАЛЬНОЇ ЕКОНОМІКИ

Матеріали
ІІ Міжнародної науково-практичної конференції
Інженерного навчально-наукового інституту
ім. Ю. М. Потебні

15–16 травня 2025 року

Видавничий дім
«Гельветика»
2025

УДК 330.341.1-027.542(062.552)
І-62

Редакційна колегія:
В. В. Храпкіна, доктор економічних наук, професор, професор кафедри маркетингу та управління бізнесом, Національний університет «Києво-Могилянська академія» (м. Київ);
О. Г. Вагонова, доктор економічних наук, професор, завідувач кафедри прикладної економіки, підприємництва та публічного управління, НТУ «Дніпровська політехніка» (м. Дніпро)

Рекомендовано до друку
Рішенням Вченої ради Запорізького національного університету
(протокол № 12 від 01 липня 2025 року)

І-62 **Інженерні інновації та розбудова національної економіки** : матеріали ІІ Міжнародної науково-практичної конференції Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю. М. Потебні (15–16 травня 2025 року, м. Запоріжжя) / наук. ред. Н. Г. Метеленко ; Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні Запорізького національного університету. – Одеса : Видавничий дім «Гельветика», 2025. – 960 с.

ISBN 978-617-554-649-9

У виданні представлені тези доповідей учасників ІІ Міжнародної науково-практичної конференції Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю. М. Потебні «Інженерні інновації та розбудова національної економіки» (15–16 травня 2025 року), які підготовлені за такими базовими тематичними напрямами, що охоплюють всі спеціальності підготовки ЗдВО І–ІІІ рівнів вищої освіти: Цифрова трансформація: маркетинг, бізнес-середовище, публічне управління та адміністрування, право; Європейські інтеграційні процеси розбудови національної економіки: облік, фінанси, оподаткування, аудит, страхування, фондовий ринок; Фізична електроніка та біо-інженерія: тренди розвитку; Інженерна екологія; Сучасні технології та тренди кольорової і чорної металургії; Інновації в інженерії програмного забезпечення; Електрична інженерія: відновлювані джерела енергії, «зелена» воднева енергетика, інтеграція в енергетичну інфраструктуру Європи; Архітектура та будівництво: фундатор сучасних будівельних технологій; Механічна інженерія: сучасне обладнання та новітні технології в галузях промисловості; Філософія управління та адміністрування: ризик-менеджмент, екологічний менеджмент, сталий розвиток; Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка: сучасні виклики та перспективи.

Для науковців, держслужбовців, представників бізнесу, аспірантів, студентів закладів вищої освіти та зацікавлених організацій.

УДК 330.341.1-027.542(062.552)

© Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні
Запорізького національного університету, 2025
© Автори статей, 2025

ISBN 978-617-554-649-9

Список використаних джерел

1. Семененко, І. В. Зарядні пристрої на основі альтернативної енергетики. *Вісник технічних наук.* 2021. № 3. С. 45–50.
2. Чорний, О. О. Використання сонячних панелей для заряджання мобільних пристроїв. *Електротехніка і електромеханіка.* 2022. № 2. С. 35–41.

УДК 621.31

Гурін Микита Романович
здобувач вищої освіти освітнього рівня «магістр»,
кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні
Запорізького національного університету

Ніконова Аліна Олександрівна
к. т. н., доцент, доцент кафедри електроніки,
інформаційних систем та програмного забезпечення
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні
Запорізького національного університету

МЕТОДИ РЕАЛІЗАЦІЇ МОНІТОРИНГУ СЕРДЕЧНОГО РИТМУ

Актуальність дослідження. Визначення пульсу є надзвичайно актуальним методом оцінки стану серцево-судинної системи, адже він дозволяє швидко виявляти як фізіологічні, так і потенційні патологічні зміни в організмі. Цей простий, але інформативний показник використовується для ранньої діагностики та постійного моніторингу здоров'я, що робить його невід'ємною частиною клінічної практики. Однак корисність вимірювання пульсу повністю розкривається лише за умови порівняння отриманих значень із встановленими нормативами, які визначаються відповідно до методичних вказівок і стандартів, затверджених провідними медичними установами, що забезпечує об'єктивну і достовірну оцінку фізіологічного стану людини.

Аналіз останніх досліджень. Важливо розуміти які показники вважаються нормою для різних вікових груп, адже це допомагає правильно інтерпретувати дані. Наприклад, максимальна частота серцевих скорочень має вікову залежність і поступово зменшується з роками, тоді як пульс у стані спокою може змінюватися під впливом фізичної форми, ступеня відновлення організму чи навіть раціону харчування [1].

Оптоелектронні пульсоксиметри для визначення пульсу та насиченості крові киснем включають оптоелектронний блок отримання інформації, систему обробки сигналів та дисплей.

Таблиця 1

Частота пульсу за віком

Віковий період	Частота серцевих скорочень (ударів на хвилину)
Менше 1 місяця	120–160
1–12 місяців	80–140
12 місяців – 2 роки	80–130
2–6 років	75–120
6–12 років	75–110
Більше 12 років	60–100

Результати дослідження. Оптоелектронний блок отримання відіграє важливу роль у неінвазивному визначенні пульсу та рівня оксигенації крові, що є ключовими показниками для оцінки стану здоров'я. В основі його роботи лежить принцип оптичного вимірювання, який дозволяє отримувати точні дані без необхідності втручання в організм. Для випромінювання сигналу використовуються два спеціальні світлодіоди: червоний (660 нм) та інфрачервоний (940 нм). Ці довжини хвиль обрані через їхню здатність по-різному взаємодіяти з гемоглобіном (Hb) та оксигемоглобіном (HbO_2), що дає змогу чітко відстежувати зміни у складі крові.

Коли світло проходить через тканину, наприклад, палець, воно частково поглинається кров'ю. Детектор фіксує ці зміни інтенсивності, які залежать від об'єму крові в артеріях під час серцевих скорочень (пульс) та рівня насичення киснем (оксигенація). Для обробки сигналу використовуються підсилювачі та фільтри, які виділяють корисні дані, такі як пульсова хвиля. Схеми синхронізації забезпечують почергове включення світлодіодів, що дозволяє використовувати один детектор для обох довжин хвиль (рис. 1). Крім того, автоматичний контроль посилення допомагає стабілізувати сигнал, враховуючи індивідуальні особливості пацієнта, наприклад, товщину шкіри або її пігментацію.

Алгоритм методу дослідження пульсу зображений на рис. 2. Оптоелектронний блок інформації включає схеми фільтрів, аналого-цифрових перетворювачів та підсилювачів. Суматор з циклічним відніманням може оперувати даними для реалізації операції ділення. Перетворювач коду оптимізує код з суматора та контролює операцію віднімання. Дешифратор перетворює двійкове число на своїх входах на відповідний код, так щоб він показував десяткове число на дисплеї. Для зменшення похибки

вимірювання необхідно враховувати наявність перешкод. Темний лак для нігтів (чорний, синій, зелений) змінює світлопоглинання, тому його варто зняти перед вимірюванням.

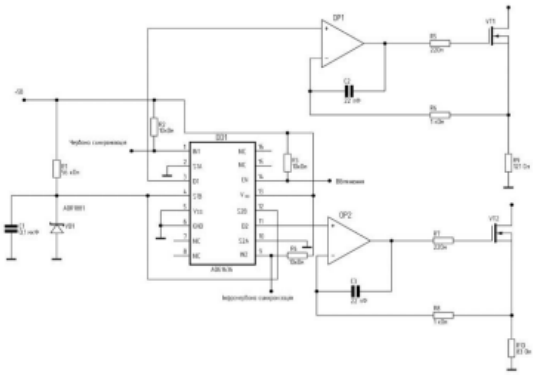


Рисунок 1. Функціональна схема блоку випромінювання



Рисунок 2. Алгоритм визначення пульсу

При низькій перфузії тканин (слабкий пульс, порушення кровообігу) або гіпотермії слід поліпшити мікроциркуляцію. Рухи пацієнта та тремтіння можна мінімізувати, зафіксувавши руку, а яскраве зовнішнє світло – прикрити датчик. Наявність метгемоглобіну або важкої анемії вимагає додаткових аналізів (газ артеріальної крові, ко-оксиметрія). Для точності вимірювань важливо правильно розмістити датчик (щільний контакт, відповідний розмір) і перевірити якість сигналу (чітка пульсова хвиля). Оскільки пульсоксиметр не виявляє гіпероксію, респіраторний ацидоз або підвищений рівень CO_2, його дані завжди слід інтерпретувати в комплексі з клінічною картиною та іншими дослідженнями, особливо у критичних станах [2].

Висновки та рекомендації. Принцип роботи приладу полягає в розрахунку показника серцебиття та/або рівня насиченості крові киснем. Основною задачею є реалізація суматора-віднімача для аналізу інформації, порівняння з визначеними нормами, що дозволяє доступно повідомити про стан серцево-судинної системи. Моделювання біологічного сигналу в середовищі Matlab дозволяє визначити найбільш оптимальний фільтр для обробки біомедичного сигналу та покращення якості отриманої інформації.

Список використаних джерел

1. Neramitr Chirakanphaisarn, Thadsanee Thongkanluang, Yuwathida Chiwpreechar. Heart rate measurement and electrical pulse signal analysis for subjects span of 20–80 years. J*ournal of Electrical Systems and Information Technology.* Volume 5, Issue 1, p. 8. May 2018. URL: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2314717216300265 (дата звернення: 12.05.2025).
2. Матус Тетяна Андріївна. Норма пульсу у людей різного віку, причини та профілактика відхилень / рец: Новгородська Юлія Борисівна. 5 січня 2024 року. URL: https://apteka911.ua/ua/blog/norma-pulsu-u-lyudey-riznogo-viku-prichini-ta-profilaktika-vidhilen-39016 (дата звернення: 27.04.25).