

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

«Допущено до захисту»

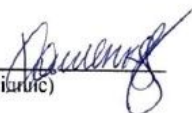
Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій
к.т.н., доц. Нікітчук Т.М.

«20» 06 2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

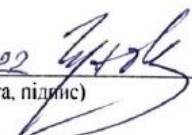
на тему Розробка приладу для вимірювання частоти серцевих скорочень
за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»

Виконавець роботи
студент 4 курсу, гр.БІ-21

20.06.2022 
(дата, підпис)

Хоменко Д.С.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

20.06.2022 
(дата, підпис)

Чухов В.В.

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему Розробка приладу для вимірювання частоти серцевих скорочень

Виконав: студент 4 курсу, групи БІ-21
спеціальності

163 «Біомедична інженерія»

Хоменко Д.С.

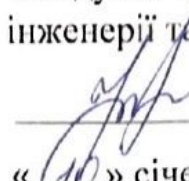
Керівник Чухов В.В.

Рецензент Нікітчук Т.М.

Житомир
2022

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій

 Т.М. Нікітчук

« 10 » січень 2022 р.

ЗАВДАННЯ
на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента Хоменка Денис Сергійовича

Тема роботи Розробка приладу для вимірювання частоти серцевих скорочень

Затверджена Наказом університету від « 10 » січня 20 22 р. № 23/с

Термін здачі студентом завершеної роботи _____

Вихідні дані роботи вимірювальний опір – 5...910 Ом; вихідна напруга – 5В; тип датчика – оптичний;

- 2) діапазон вимірювання значень ЧСС від 40 до 180 уд/хв.
3) використання, по можливості, первинний вимірювальний
перетворювач оптичного типу.

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів, що їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
—	—	—	—

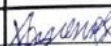
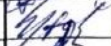
Керівник
(підпис)

Календарний план



ЗМІСТ

РЕФЕРАТ	2
ВСТУП.....	3
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ТА ПАТЕНТНИХ РІШЕНЬ.....	4
1.1. Аналіз методів реєстрації біосигналу. Походження біосигналів	5
1.2. Огляд патентних рішень.....	5
РОЗДІЛ 2 ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ	11
РОЗДІЛ 3 ОБГРУНТУВАННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ	12
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ.....	14
4.1. Характеристика мікроконтролера	14
4.2. Вибір датчика	19
4.3. Операційний підсилювач. Фільтри	24
4.4. Вибір світлодіода для індикації.....	26
4.5. Блок живлення.....	27
4.6. Енергетичне забезпечення приладу	28
РОЗДІЛ 5 АНАЛІЗ І РОЗРАХУНОК ПОХИБОК РОЗОБЛЕНОГО ПРИЛАДУ	29
5.1 Розрахунок надійності приладу.....	33
ВИСНОКИ.....	34
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	36

					ІББІ.480007.023-ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Розробка приладу для вимірювання частоти <u>серцевих скорочень</u>	Лім.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Хоменко Д.С.		20.06.22				
Перевір.		Чухов В.В.		20.06.22			1	41
Реценз.		Коломійчук Р.О.		20.06.22		ДУ «Житомирська Політехніка» гр.БІ-21		
Н. Контр.								

РЕФЕРАТ

Обсяг кваліфікаційної роботи містить 41 сторінок, 5 розділів, 12 ілюстрацій, 4 таблиці, 11 літературних джерел.

В даній курсовій роботі було розроблено функціональну та принципіальну схеми. Розглянуто патентні рішення, проблеми та нюанси в розробці біотехнічних систем по діагностиці серця. Розраховано основні блоки.

У першому розділі було розглянуто готові рішення на ринку, та існуючі патентні рішення.

У другому розділі описується поставлене технічне завдання.

У третьому розділі відображена структурна схема приладу.

У четвертому розділі проводиться обґрунтування принципової схеми та Вибір елементної бази.

У п'ятому розділі проводиться аналіз і розрахунок похибок розробленого приладу.

У висновках підбито підсумки щодо розробки приладу для вимірювання частоти серцевих скорочень.

У кінці роботи знаходяться список використаної літератури та додатки.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		2

ВСТУП

Тема даної кваліфікаційної роботи є доволі актуальною, у зв'язку з великою смертністю населення від серцево-судинних захворювань існує необхідність постійно контролювати такий життєво важливий орган, як серце. Артеріальний тиск і пульс служать основними показниками стану серцево-судинної системи. Але для правильної оцінки потрібно знати точно який тиск нормальний, а які цифри будуть говорити про його підвищення або зниження. Науково-технічний прогрес не залишив без уваги медичну техніку, з'явилася можливість вимірювати тиску і пульс в домашніх умовах за допомогою портативних приладів. Метою кваліфікаційної роботи була розробка приладу для вимірювання пульсу, з первинним перетворювачем - фотоелементом, та видом індикації - світлодіод.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		3

РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ТА ПАТЕНТНИХ РІШЕНЬ

1.1. Аналіз методів реєстрації біосигналу. Походження біосигналів

В рамках кваліфікаційної роботи був проведений аналіз патентних рішень на тему «Прилад для вимірювання пульсу». В літературі останніх років велика увага приділяється вивченню цього питання.

В результаті роботи з патентами були знайдені прототипи даного приладу.

У патенті №2118119 був описаний спосіб вимірювання частоти серцевих скорочень, який ліг в основу даного приладу.

Відомо пристрій, що реалізує вимір частоти пульсу, вихідним сигналом якого служать біопотенціали серця, що знімаються за допомогою чашкових електродів. Вони закріплюються на лівій стороні грудей людини так, щоб R-зубець ЕКГ мав максимальну амплітуду, а всі інші біопотенціали - мінімальну. Сигнал від датчиків посилюється біопідсилювачем з регульованим коефіцієнтом посилення до рівня, достатнього для роботи порогового пристрою - тригера Шмітта. Для підвищення перешкодозахищеності вимірювальної схеми використовується мультивибратор, сигнал якого і є рахунковим. Параметри цього сигналу постійні, а частота проходження визначається частотою пульсу. Подальша схема обробки є звичайною схемою лічильника частоти. Недоліком пристрою є необхідність ручного регулювання коефіцієнта посилення біопідсилювача, так як значення R - зубця ЕКГ в процесі вимірювання може змінюватися: збільшуватися або зменшуватися.

У патенті №2118615 описано пристрій для контролю пульсу. Відомо пристрій для контролю серцевої діяльності при спортивному тренуванні, що містить послідовно з'єднані: перетворювач вхідного сигналу, перетворювач часовий інтервал код, блок індикації, оперативний пристрій, регістр, лічильник

						Арк.
						4
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

адреси, блок управління, блок управління режимами і блок реєстрації, причому вхід оперативної пам'яті (ОЗУ) з'єднаний з виходом перетворювача “часовий інтервал-код”, вихід ОЗУ з входом регістра, вихід якого з'єднаний з входом блоку реєстрації, вхід ОЗУ з'єднаний з виходом лічильника адреси, а в блоці управління перший і другий сигнальні входи з'єднані відповідно з виходом перетворювача вхідного сигналу і з виходом переповнення лічильника адреси, перший і другий керуючі входи з'єднані відповідно з тактовим входом і виходом вибору режиму блоку управління режимом, перший вхід з'єднаний з входом зупинки перетворювача “часовий інтервал-код” і входами дозволу запису ОЗУ, регістра і блоку формування сигналів, другий вихід з'єднаний з входом запуску перетворювача “часовий інтервал-код” і рахунковим входом датчика адреси, а третій і четвертий входи з'єднані відповідно з входом блокування лічильника адреси і входом дозволу зчитування ОЗУ, при цьому блок формування сигналів виконаний у вигляді формувача з виходом індикації і входами сигналу дозволу запису, а до тактових входів формувача підключені виходи генератора, до керуючих входів виходів схеми порівняння, входи якої з'єднані відповідно з виходом формувача і виходом блоку завдання порогів.

Недоліком зазначених відомих пристроїв для вимірювання пульсу є складність конструкції і недостатньо висока надійність роботи.

Розроблений пристрій в рамках кваліфікаційної роботи не має цих недоліків, є простим у використанні й має високу надійність і достовірність результатів.

1.2. Огляд патентних рішень

Пульсоксиметр Fingertip Pulse Oximeter LK-87 (Рисунок 1.1)- призначений для визначення кількості кисню, що міститься в капілярній крові. Апарат оснащений світлодіодним дисплеєм, що забезпечує низьке енергоспоживання і, як результат, можливість контролювати стан пацієнта тривалий період часу. А компактний розмір, невелика вага і висока точність

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		5

отриманих результатів, ці елементи дозволяють застосовувати даний пристрій, практично, в будь-яких умовах. Межі вимірювання данного пульсметра є від 5 до 235 серцевих ударів за хвилину.



Рисунок. 1.1 Пульсоксиметр LK-87.

Особливості:

- Вбудований SpO2 датчик і сенсорний дисплей;
- Невеликий за обсягом, легкий і зручний в транспортуванні;
- Експлуатація продукту є простою, з низьким енергоспоживанням;
- Можливість настройки функцій меню;
- SpO2 значення на дисплеї;
- Висновок значень частоти пульсу і гістограма;
- Хвилеподібне представлення імпульсу;

						Арк.
						6
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Автоматична функція вимкнення в разі, коли пристрій не знаходиться в стані вимірювання, він автоматично відключиться протягом 5 секунд або якщо під час вимірювання палець випадає з зонда.

Недоліки: орієнтовано непростий інтерфейс, середня точність виміру ЧСС.

Датчик пульсу Polar H10 (Рисунок 1.2) - нагрудний датчик, призначений для виміру ЧСС. Він стане незамінним помічником для тих, хто хоче стежити за показниками організму під час тренувань. Polar H10 виконаний у водонепроникному корпусі і здатний працювати навіть при зануренні у воду, завдяки чому його можна використовувати під час плавання. Датчики виконані у формі електродів, а для фіксації використовується нагрудний ремінь. Живиться пристрій від 1 батарейки CR2025, якої достатньо для 400 годин автономної роботи. Polar H10 повністю сумісний з розумними годинами, іншими засобами відстеження Polar і здатний передавати дані в тому числі і на смартфон завдяки наявності Bluetooth. Межі вимірювання даного пульсметра є від 0 до 240 серцевих ударів за хвилину.



Рисунок 1.2 – Датчик пульсу Polar H10

						Арк.
						7
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Недоліки: дуже велика ціна, орієнтовано непростий інтерфейс, складність у використанні для непідготовленого та некваліфікованих користувачів.

Наручний датчик пульсу Polar OH1 (Рисунок 1.3) - наручний датчик вимірювання пульсу. Він виконаний на основі оптичного сенсора, а для кріплення використовується функціональний ремінець. Polar OH1 сумісний з розумними годинниками, смартфонами та іншими інструментами відстеження фізичної активності під час тренувань. Синхронізація і передача даних здійснюється за допомогою ANT + і Bluetooth. Пристрій здатний зберігати моніторинг 200 годин тренувань. Живиться Polar OH1 від вбудованого акумулятора на 45 мАг, якого достатньо для 12 годин роботи. Водонепроникний корпус з ABS-пластика дозволяє повноцінно використовувати датчик для бігу, велоспорту і навіть плавання. Межі вимірювання даного пульсметра є від 5 до 225 серцевих ударів за хвилину.



Рисунок 1.3 – Polar OH1.Suunto Spartan Ultra White HR

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		8

Suunto Spartan Ultra White HR SS022660000 (Рисунок 1.4) - універсальний пристрій, призначене для комплексного відстеження активності під час тренувань. Він виконаний у вигляді наручного годинника, доповнений окремими датчиками для відстеження пульсу. Suunto Spartan Ultra White HR (SS022660000) здатний вести моніторинг темпу, швидкості, витрачених калорій. Він має вбудований секундомір, GPS, крокомір, альтиметр, компас. Годинник виконаний в ударостійкому і водонепроникному корпусі зі сталі та пластику. Сенсорний кольоровий дисплей має чіткість 320x300 точок. Від одного заряду Suunto Spartan Ultra White HR (SS022660000) здатний пропрацювати до 18 годин при максимальному навантаженні. Важливою особливістю є фірмовий онлайн-сервіс Suunto Movescount. Межі вимірювання данного пульсметра є від 0 – 230 серцевих ударів за хвилину.



Рисунок 1.4 - Suunto Spartan Ultra White HR

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

Недоліки: дуже велика ціна, орієнтовно непростий інтерфейс, складність у використанні для непідготовлених та некваліфікованих користувачів.

Дане обладнання може працювати від акумуляторної літієвої батареї. Якщо батарея встановлена, в разі збоїв в мережі змінного струму обладнання автоматично переходить на живлення від батареї.

Застосування сучасних електрокардіографів при обстеженні пацієнта в багатьох випадках дозволяє діагностувати і запобігати на ранніх стадіях розвитку різних захворювань серцево-судинної системи. Проте, не дивлячись на підвищений попит на електрокардіографи, проблема оснащення медичних установ нової і доступною за ціною апаратурою залишається досить актуальною.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		10

РОЗДІЛ 2 ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

1. Призначення та мета створення пристрою:

- Розробка біотехнічної системи для зчитування частоти серцебиття людини.
- Мета створення пристрою – зменшення цінової категорії пульсметрів.
- Використання доступної та недорогої бази компонентів для розробки.

2. Перелік функцій та завдань:

- Зняття показників ЧСС та виведення результатів на дисплей.
- Захист від завад та зворотних сигналів.

3. Технічні параметри об'єкту розробки:

- Доступна база компонентів та мала їх ціна.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

РОЗДІЛ 3 ОБГРУНТУВАННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ

Схема даного виробу (Рисунок 2) вибиралася мною з урахування того що, буде використано оптичний датчик, мікроконтролер та індикатор на який буде виводитись показник ЧСС.

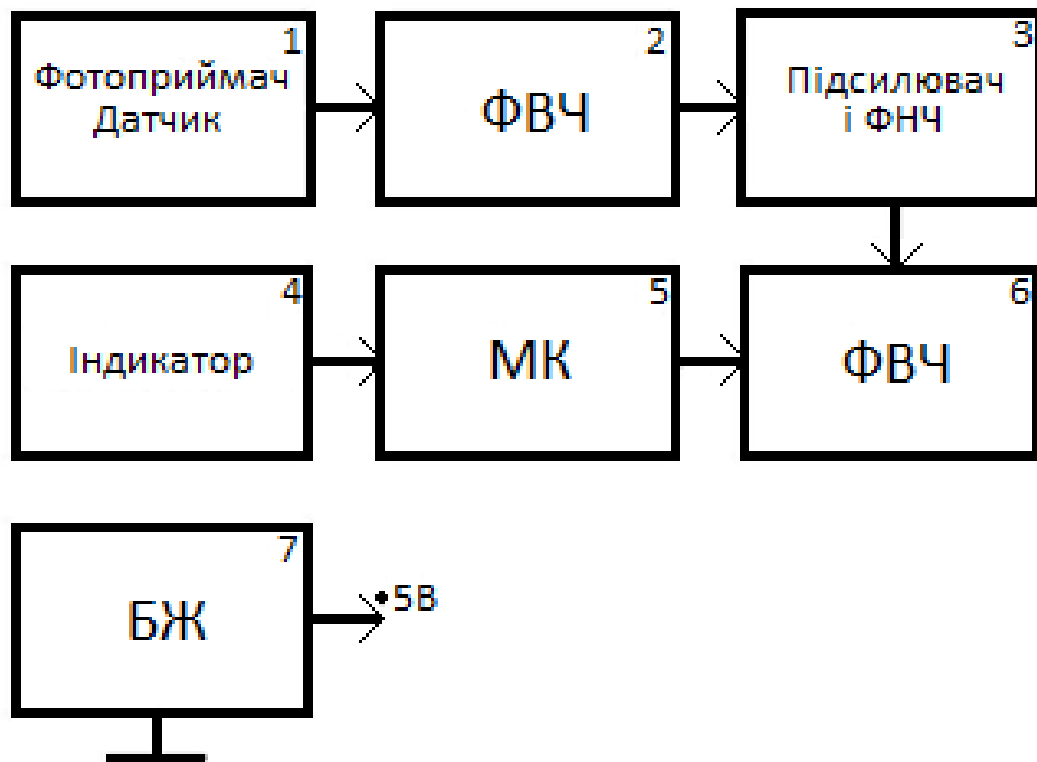


Рисунок 2. Структурна схема - приладу для виміру частоти серцевих скорочень

На даній блок-схемі на блоці зображений фотооптичний датчик, що працює «на просвіт». ІЧ-випромінювання від випромінювача потрапляє в кровоносну судину, відбивається від нього і потрапляє на приймач. Далі сигнал проходить через фільтр верхніх частот (блок 2) з частотою зрізу 0,2 Гц. Потім сигнал посилюється операційним підсилювачем з коефіцієнтом посилення рівному

42ом і обробляється фільтром низьких частот (блок 3) з частотою зрізу 26 Гц. Після посилення сигнал ще раз проходить фільтр верхніх частот (блок 4) з частотою зрізу 0,2 Гц для кращої фільтрації. Після фільтру сигнал потрапляє в мікроконтролер (блок 5) та обробляє сигнал. Далі сигнал йде на індикатор (блок 6), який є світлодіодом. На блоці 7 зображено джерело живлення +5В.

Коефіцієнт посилення операційного підсилювача рівного 42ом цілком достатньо, щоб отримати сигнал з розмахом амплітуди від 0,5 до 1,5 Вольт.. Значення частот зрізу фільтрів розраховувалась виходячи з того що діапазон серцевих скорочень (пульсу) від 40 до 199.

Закріплений на пальці датчик впевнено знімає пульс навіть при трясці.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

РОЗДІЛ 4 Розробка принципової схеми

Принципова схема розробленого приладу представлена на рисунку 3.

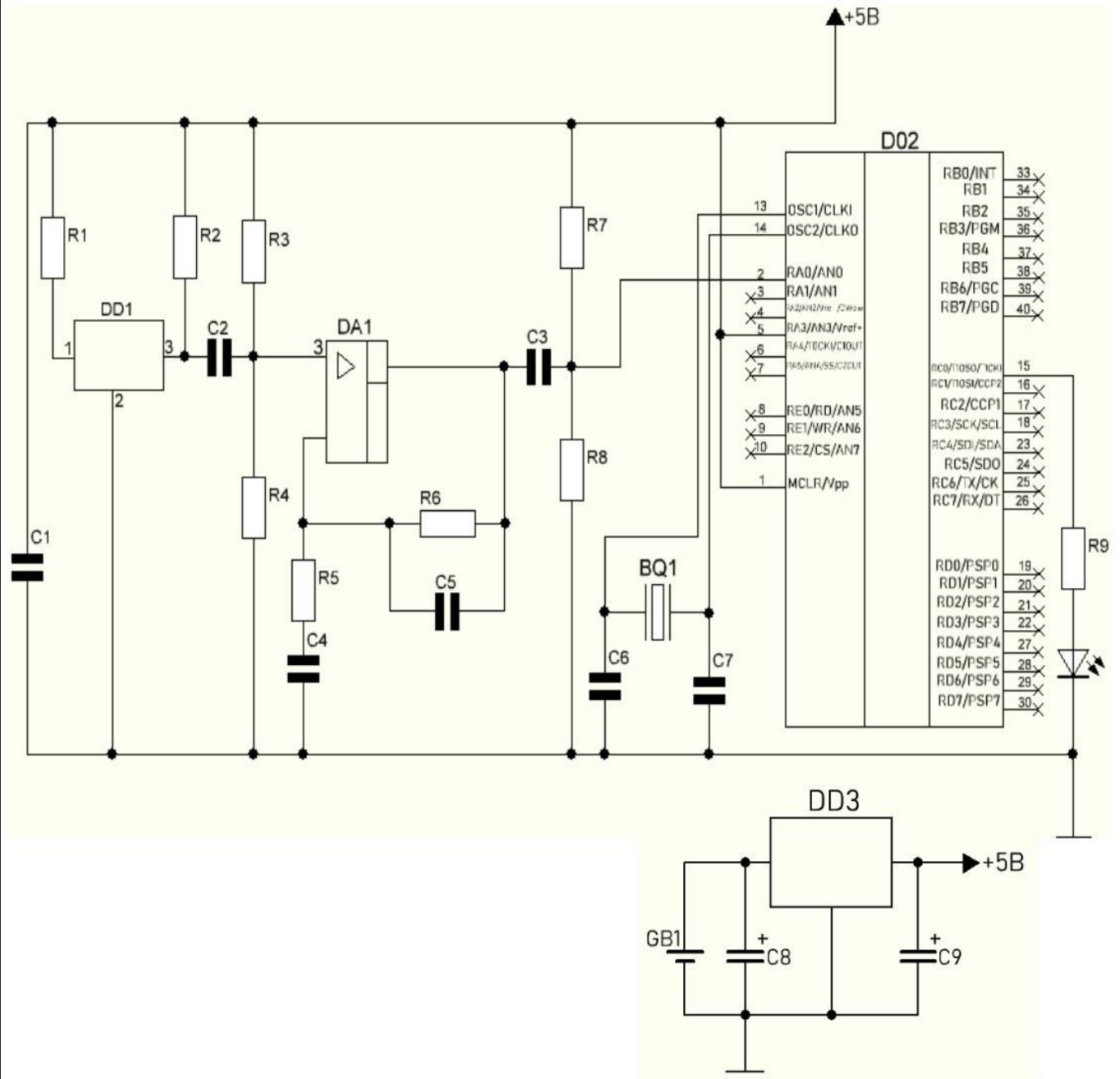


Рисунок 3. Принципова схема приладу для вимірювання пульсу

4.1. Характеристика мікроконтролера

PIC16F877 (Рисунок 4) має 35 інструкцій, що дозволяють виконувати різні дії з даними.

Всі команди виконуються за один цикл, крім інструкцій переходів, виконуваних за два цикли.

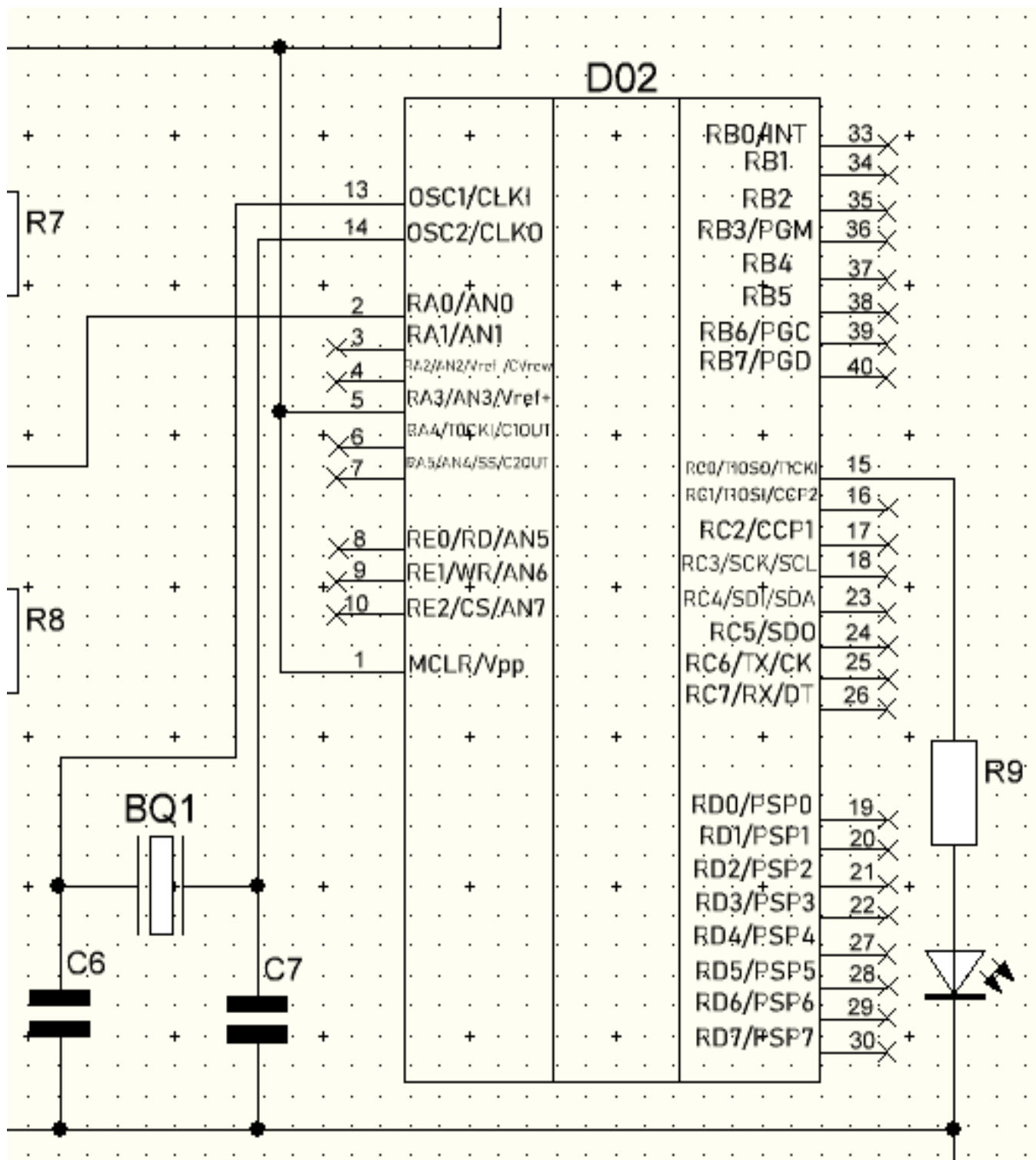


Рисунок 4. Мікроконтроллер

При тактовій частоті - 20МГц, час одного машинного циклу - 200 нс.

До 256 x 8 байт EEPROM пам'яті даних.

Система переривань (до 14 джерел).

8-рівневий апаратний стек.

Програмований захист пам'яті програм.

Режим енергозбереження SLEEP.

Вибір параметрів тактового генератора.

Широкий діапазон напруг живлення від 2.0В до 5.5В.

Підвищена здатність навантаження портів введення / виводу (25мА).

Мале енергоспоживання.

Ці та інші показники роблять мікроконтролери сімейства PIC16F7X зручними у використанні.

Мікроконтролери PIC16F87X можуть працювати в одному з чотирьох режимів тактового генератора. Вказати режим тактового генератора можна при програмуванні мікроконтролера в бітах конфігурації (FOSC1: FOSC0):

- LP - низькочастотний резонатор;
- XT - звичайний резонатор;
- HS - високочастотний резонатор;
- RC - зовнішня RC ланцюжок.

У режимах тактового генератора XT, LP і HS кварцовий або керамічний резонатор підключається до висновків OSC1 / CLKIN, OSC2 / CLKOUT (див.

Рисунок 4). Для мікроконтролерів PIC16F87X потрібно використовувати резонатори з паралельним резонансом. Використання резонаторів з послідовним резонансом може привести до отримання тактової частоти, що не відповідає параметрам резонатора.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

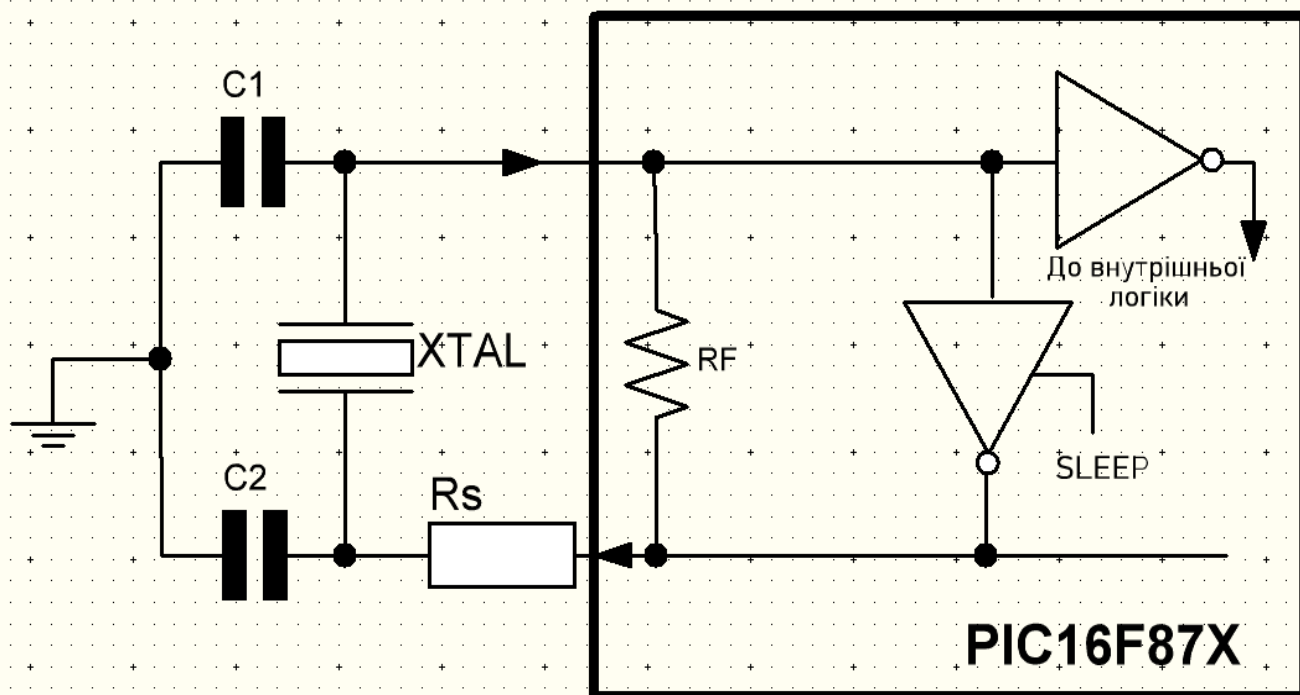


Рисунок 5. Підключення кварцового / керамічного резонатора в HS, XT і LP режимі тактового генератора

Алгоритм роботи мікроконтролера:

```
list p = 16f877
```

```
#include p16f877.inc
```

```
; -
```

```
; визначення змінних
```

```
TIME EQU 0X2A
```

```
; - -
```

```
org 0x00
```

```
пор; Перша операція - пор
```

```
; для внутрішніх налагодчиків
```

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Арк.

17

```

goto start; «Стандартне» початок
; (Для програм без переривань
org 0x8; можна і пропустити цей оператор)
start
; - Ініціалізація-
BSF STATUS, RP0; Регістр TRISB не в нульовий сторінці!
BCF OPTION_REG, 7; подтягивающие резисторы в порту В
movlw 0x00; всі висновки PORTC і PORTE як виходи
movwf TRISD
MOVLW .7
MOVWF ADCON1
bcf STATUS, RP0; Повертаємося до нульової сторінці
; - Головний цикл-
ACP
; MOVLW .101 .2 STATUS, C $ + 3; 0 - подолано поріг PORTD, 7; 1 - не
преодалено
GOTO $ + 2; 1
BSF PORTD, 7; 0
ANALYSE
; - STATUS, RP0; настройка B'00001111 '; ліве вирівнювання
MOVWF ADCON1
BCF PIE1, ADIE; Заборона переривання від АЦП
BCF STATUS, RP0 0xC1; RC генератор ADCON0 PIR1, ADIF; Скидання
прапора переривання від АЦП
; BSF INTCON, PEIE; переривання від периферії пристроїв
; BCF INTCON, GIE; глобальне переривання
CLRF TIME; чекаємо більше 20 мкс
DECFSZ TIME, 1

```

GOTO \$ -1

BSF ADCON0,2; початок оцифровки

BTFSC ADCON0,2; чекаємо закінчення оцифровки

GOTO \$ -1

BCF PIR1, ADIF ADRESH, W

; -

END

4.2. Вибір датчика

Аналіз сучасного стану проблеми пульсової діагностики ССЗ привів до висновку про перевагу і перспективність у використанні оптичних датчиків для безпосередньої реєстрації серцевих скорочень (пульсу). У своїй роботі я застосував оптичний датчик, який працює «на просвіт» фірми Honeywell HLC 1395-002 NPN-типу, який складається з інфрачервоного світлодіода і фототранзистора, які розміщені в одному корпусі. Струм світлодіода задається резистором R1 і дорівнює 10 мА. Фототранзистор через резистор R2 підтягнутий до живлення. Номінал резисторів підібраний експериментально, щоб потенціал колектора був десь в середині напруги живлення. C1 - згладжує пульсації напруги.

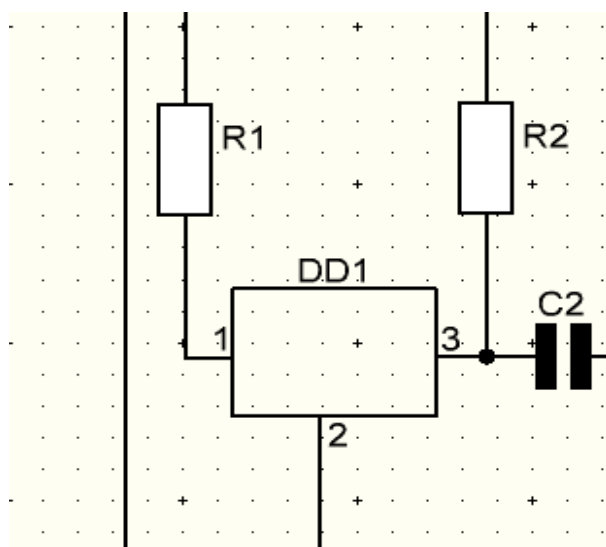


Рисунок 6. Датчик

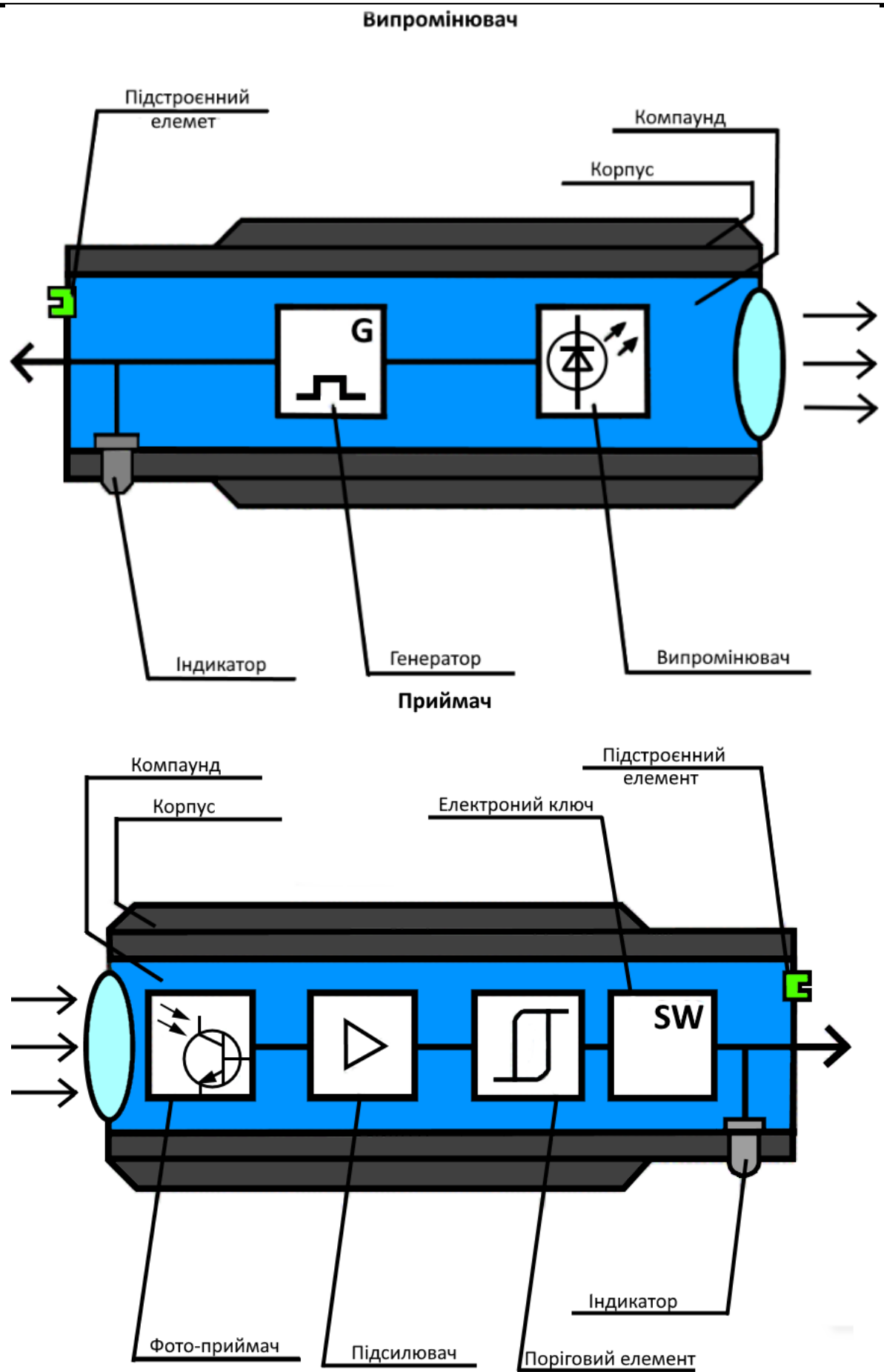


Рисунок 7. Оптичний датчика

Оптичні безконтактні вимикачі складаються з 2-х функціонально закінчених блоків - джерела випромінювання і приймача цього випромінювання, Джерело випромінювання (передавач);

Генератор виробляє послідовність електричних імпульсів які надходять на випромінювач.

Випромінювач світлодіод інфрачервоного або оптичного (червоного) діапазону, що створює випромінювання.

Індикатор показує наявність напруги живлення на випромінювачі. приймач:

Фотоприймач (фототранзистор) - сприймає випромінювання і перетворює його в електричний сигнал,

Тригер забезпечує необхідну крутизну фронту сигналу перемикання і значення гістерезису.

Підсилювач збільшує амплітуду вихідного сигналу до необхідного значення, Як комутаційних елементів використовуються потужні транзистори.

Світлодіодний індикатор показує включене / вимкнений стан вимикача, забезпечує контроль працездатності, оперативність настройки і ремонту устаткування.

Компаунд забезпечує необхідний ступінь захисту від проникнення твердих частинок і води. Корпус забезпечує монтаж вимикача, захищає від механічних впливів. Виконується з поліаміду, комплектується.

Схема підключення оптичного датчика:

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		21

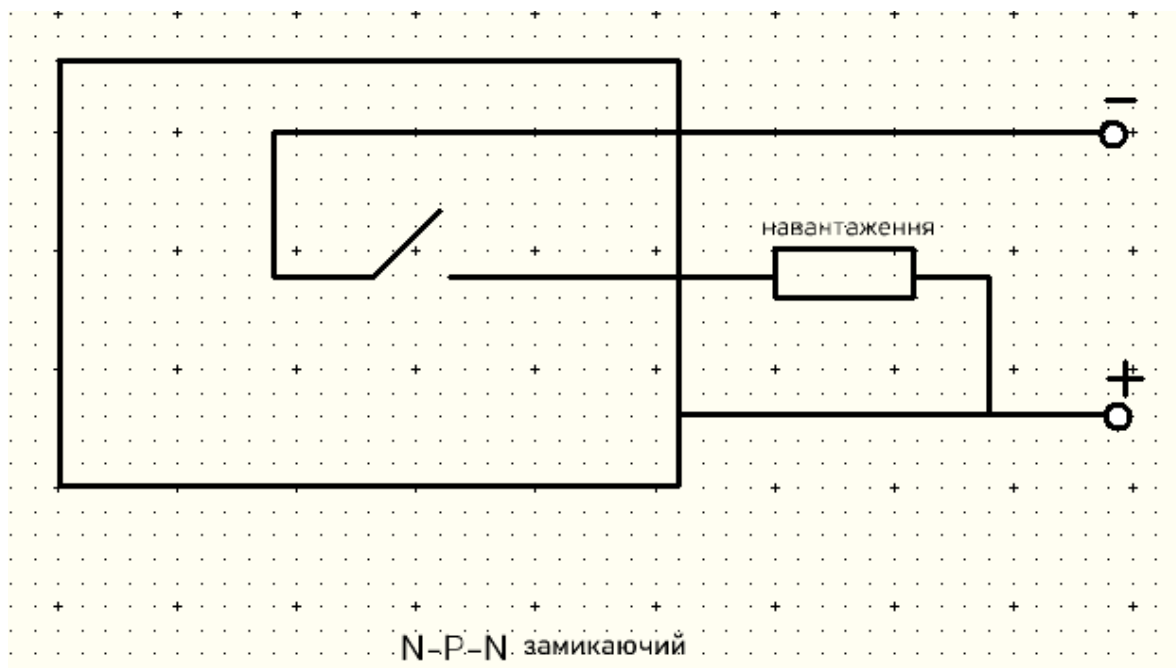


Рисунок 8. Схема підключення оптичного датчика (навантаження відключене)

Вихідний транзистор NPN-типу з відкритим колектором. Навантаження підключається між виходом і загальним, плюсовим проводом. Виконується функція замикаючого контакту (в початковому стані навантаження відключена). Випускаються дві модифікації: кабельне з'єднання і роз'ємне з'єднання.

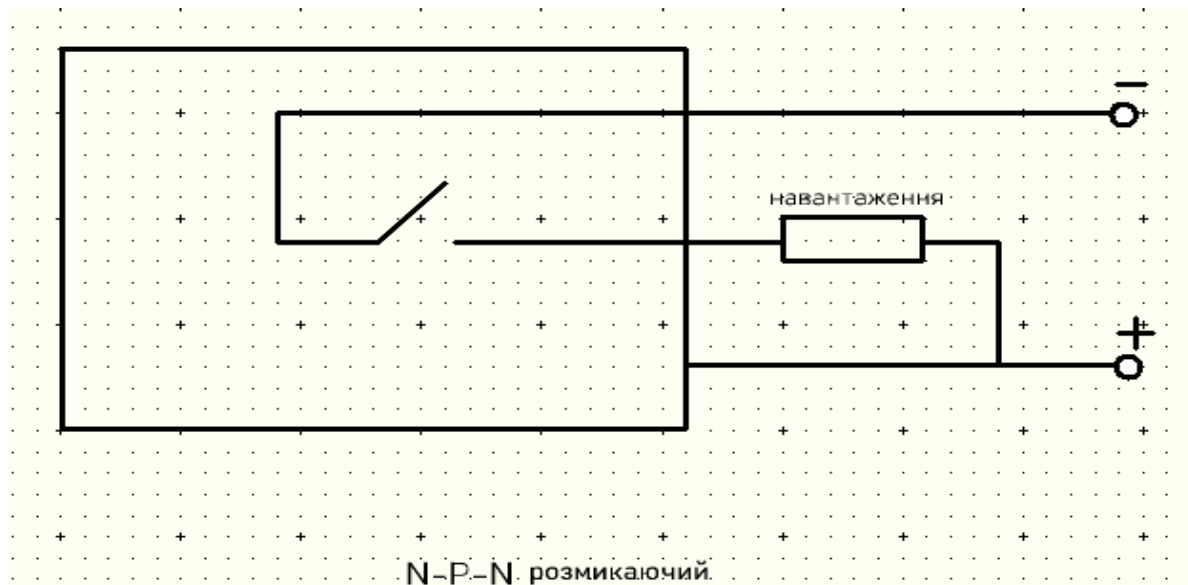


Рисунок 9. Схема підключення оптичного датчика (навантаження

підключене)

Вихідний транзистор NPN-типу з відкритим колектором. Навантаження підключається між виходом і загальним, плюсовим проводом. Випускаються дві модифікації: кабельне з'єднання і роз'ємне з'єднання.

Для вимірювання пульсу застосовують оптичні датчики, які працюють «на просвіт», так і «на відбиття». Недоліком датчика «на просвіт» є те, що за допомогою його можна вимірювати пульс тільки на таких ділянках, як палець або мочка вуха. У датчику випромінювач і приймач розташовані один на проти одного, а випромінювання не може пройти крізь щільні тканини. Якщо у пацієнта на нігтях знаходиться барвники, включаючи лак для нігтів, то вони можуть спровокувати занижене значення пульсації. Справа набагато краща з датчиком «на відбиття». Даний датчик можна закріпити за допомогою стрічки на будь-якій ділянці тіла. Наприклад, у новонародженої дитини дуже маленькі пальчики і використовувати прилад для вимірювання пульсу у вигляді прищипки, де використовується датчик «на просвіт», вкрай не зручно, оскільки його неможливо буде якісно закріпити, тому частина випромінювання буде втрачено, оскільки пальці дитини маленькі і випромінювач буде розсіювати випромінювання. Тому прилад, можна закріпити на ніжці новонародженого і зняти точні свідчення частоти серцевих скорочень.

Вибираючи датчика «на відбиття», я вибрав датчик, який має відстань до об'єкта таку, що забезпечує максимальну чутливість, а саме 1,02 мм, оскільки більша відстань для вимірювання пульсу не зручна. Наведена таблиця характеристик оптичних датчиків «на відбиття» фірми Honeywell.

Таблиця 1. Характеристики оптичних датчиків фірми Honeywell.

Характеристики / модель	НОА 0149-001	НОА 0708-001	HLC 1395-002
Тип виробу	Інфрачервоний випромінювач	Інфрачервоний випромінювач	Інфрачервоний випромінювач
Струм колектора у	1,00 мА	0,20 мА	0,60 мА

відкритому стані			
Вихід	Транзисторни й	Транзисторни й	Транзисторни й
Прямий струм	40 мА	40 мА	10 мА
Постійний прямий стум	50 мА	50 мА	50 мА
Корпус	Пластик	Пластик	Пластик
Пряма напруга	1,6 В	1,6 В	1,6 В
Зворотній струм	10 мкА	10 мкА	10 мкА
Час включення- виключення	15 мкс	15 мкс	15 мкс
Рассеиваемая мощность	70 мВт	70 мВт	70 мВт
Діапазон робочих температур	-40°...+85°C	-40°...+85°C	-40°...+85°C
Темновий струм	100нА	100нА	100нА
Напруга пробую коллектор-еміттер	30 В	30 В	30 В
Напруга пробую еміттер - коллектор	5 В	5 В	5 В
Напруна насичення коллектор-еміттер	0,4 В	0,4 В	0,4 В
Доступність	Глобальна	Глобальна	Глобальна
Відстань до об'єкта, яка забезпечує максимальну чутливість	5,08 мм	3,81 мм	1,02 мм
Наименование изделия	Датчик відбиваючий	Датчик відбиваючий	Датчик відбиваючий
Диаметр отверстия датчика	1,52 мм	1,52 мм	1,52 мм

Був вибраний датчик HLC 1395-002, тому що він має найменшу відстань до об'єкта.

4.3. Операційний підсилювач. Фільтри

Операційний підсилювач LM358 фірми Kingbright зображений на малюнку 10.

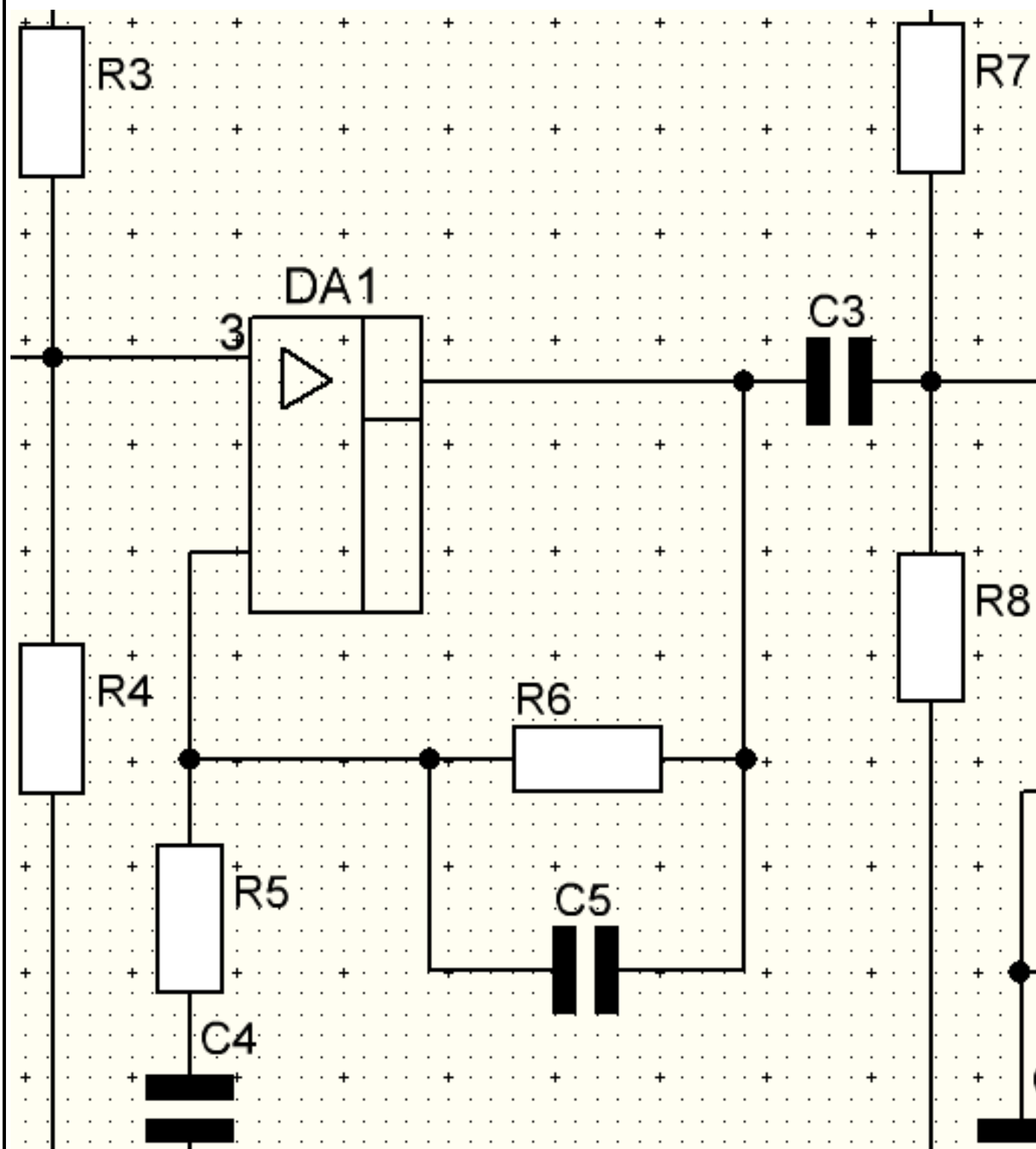


Рисунок 10. Операційний підсилювач LM358 фірми Kingbright

Підсилювач зібраний на LM 358 фірми Kingbright. Це здвоєний операційний підсилювач загального призначення. Коефіцієнт посилення схеми задається резисторами R6 і R5 і дорівнює 42. Цілком достатньо щоб отримати

					Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	25

сигнал з розмахом амплітуди до 0,5 - 1,5. Коефіцієнт посилення розраховується за такою формулою:

$$R_G = \frac{100 \text{ кОм}}{K_U - 1},$$

C2, R3, R4 і C5, R7, R8 - пасивні фільтри ВЧ для відсічення постійної складової. Частота зрізу 0,2 Гц. Конденсатор C4 послабляє коефіцієнт посилення схеми на високих частотах разом з резистором R6 утворює фільтр НЧ з частотою зрізу 26 Гц. Конденсатор C3 обрізає постійну складову і разом з резистором R9 утворює фільтр ВЧ з частотою зрізу 0,15 Гц.

4.4. Вибір світлодіода для індикації

В даному випадку підійде світлодіод Green Led LLC 5300E17(Рисунок 11). Він має відповідні характеристики і низьку вартість.

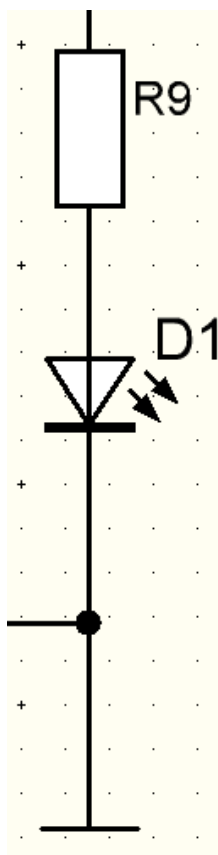


Рисунок 11 Світлодіод Green Led LLC 5300E17

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		26

Таблиця 2. Електричні характеристики діода Green Led LLC 5300E17, Chicago Miniature Lighting.

Технічна інформація	5300E17
Постачальник	CHICAGO MINIATURE LIGHTING, LLC
Категорія	оптоелектроніка
Колір	Зелений
Тип кріплення	Через отвір, правий кут
Конфігурація	ординарний
Номинальна напруга	2.1V
Поточний	10mA
Довжина Стил/Розмір	Round, 5mm, T-1 3/4
Упаковка	Велика
Тип лінзи	Дифузна, тонований жовтий
Наявність свинцю	Свенець відсутній
RoHS статус	RoHS відповідний
Інший найменування	5300E17 5300E17

Розрахунок опору для світлодіода, здійснюється за наступною формулою: $(V_s - V_L) / I$

S - напруга живлення L - пряма напруга, розрахункове для кожного типу діодів (5 В) = ток світлодіоди (10mA)

Ми отримали, що опір R = 290 Ом

4.5. Блок живлення

Джерело живлення (Рисунок 12) батарейка «Крона 9В». Так як наша схема живиться від напруги живлення 5В, то ми стабілізували напруга за допомогою стабілізатора DD3 і двох конденсаторів C8 і C9, які дорівнюють 20пФ. За рахунок цього ми отримуємо на виході напруга живлення 5В.

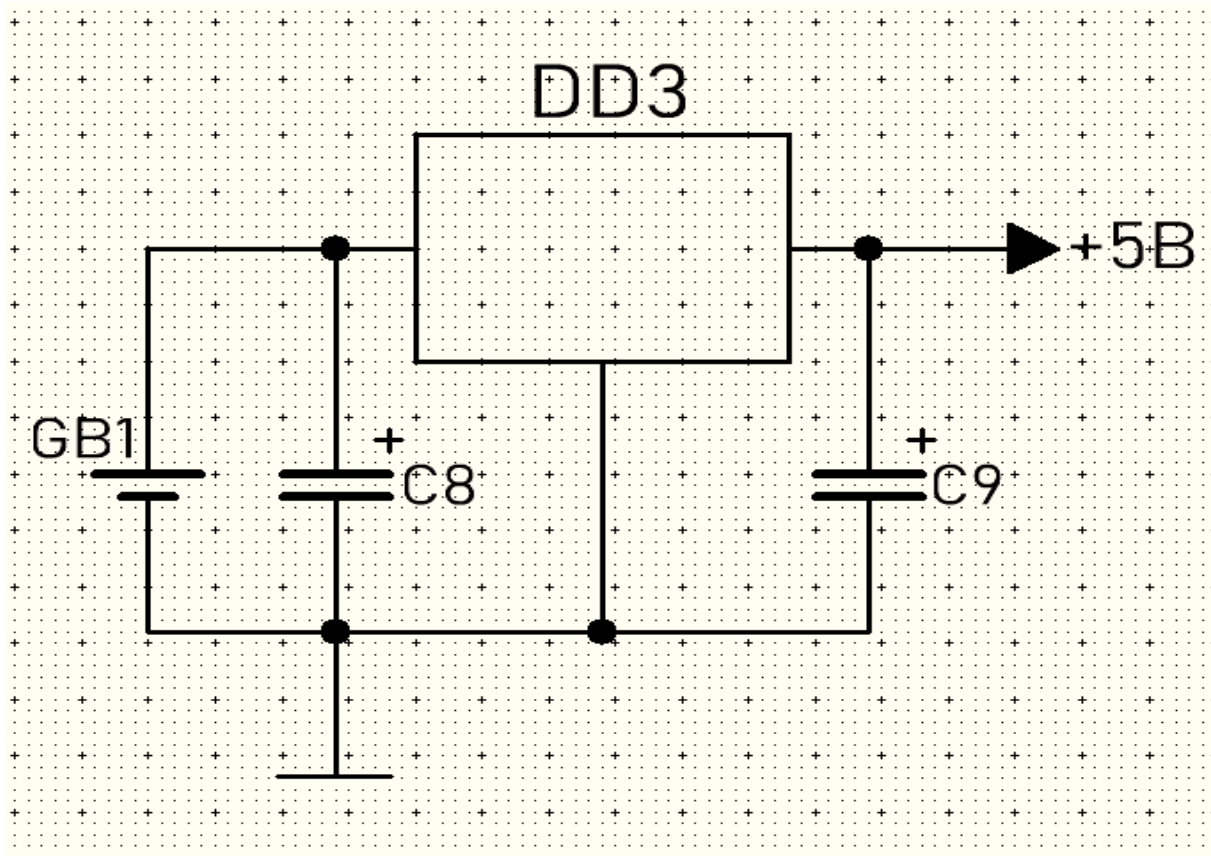


Рисунок 12. Блок живлення

4.6. Енергетичне забезпечення приладу

Таблиця 3. Електричні характеристики компонентів приладу

Елемент	Напруга живлення, В	Струм , мА	Потужність, Вт
PIC16F877	5	20	0.1
LM 358	5	350	1,75
Green Led LLC 5300E17	2,1	10	0,021
HLC 1395-002	1,6	10	0,016
Разом	13,7	390	1,887

Струм проєктованого приладу при максимальному навантаженні складає 0,390 А. Потужність складає 1,887 Вт.

РОЗДІЛ 5 Аналіз і розрахунок похибок розробленого приладу

При визначенні сумарної похибки вимірювального пристрою необхідно керуватися наступними правилами:

Для визначення значення оцінки результуючої похибки всього вимірювального пристрою повинні враховуватися взаємні кореляційні зв'язки різних складових похибки окремих функціональних блоків, тому вихідними даними для розрахунку є значення відповідних оцінок окремих складових, а не оцінки сумарних похибок окремих функціональних вузлів.

Ці складові насамперед поділяються на адитивні та мультиплікативні, для їх подальшого роздільного підсумовування.

Так як підсумувати з урахуванням кореляційних зв'язків можна лише середні квадратичні значення складових, то для кожної складової повинні бути за вихідними даними знайдені її середні квадратичні значення.

Далі повинні бути виділені групи сильно корелюється між собою складових похибки і всередині цих груп вироблено алгебраїчне підсумовування. До них, як правило, відносять похибки, викликані однією загальною причиною (загальний джерело живлення, однакові температурні умови і т.д.), коли тісні кореляційні зв'язки визначаються логічно, і для них приймають r рівним $+1$ або -1 .

Похибки ж, між якими такі взаємозв'язки не виявляються, відносять до некоррелірованих і для них приймають $r = 0$.

Після того як всі групи сильно корелюється похибок виділені і всередині їх вироблено алгебраїчне підсумовування, сумарні по групах і залишилися поза групою похибки можна вважати вже некоррелірованими і складати по правилу

$$\sigma^2 = \sum \sigma_i^2.$$

Значення похибки з 90% -ної довірчою ймовірністю визначаємо згідно з рекомендаціями, наведеними в, як

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		29

$$\Delta_{0,9} = 1,6 \cdot \sigma.$$

Приклад розрахункового визначення похибки приладу по відомих погрішностей його окремих функціональних блоків

Нехай необхідно визначити похибка приладу, структурна схема якого показана, по відомих складових похибок входять до нього функціональних блоків. Прилад складається з фотооптичні датчика Д, підсилювача У і індикатора І в вигляді світлодіода. Датчик має адитивну похибку, нормірованную граничним значенням $\gamma_{Дм} = 0,15\%$. Датчик живиться через стабілізатор від спільного з підсилювачем блоку живлення БП.

Перш за все, як зазначалося вище, всі залишилися похибки необхідно поділити на адитивні та мультиплікативні, приписати кожної з них відповідний закон розподілу і знайти С.К.О. Всі розрахунки будемо вести в відносних наведених значеннях і зберігати при проміжних округлення один лише недостовірний десятковий знак в їх значеннях.

Нехай аддитивная похибка приладу обумовлена аддитивними похибками датчика і індикатора, а мультиплікативна - коливаннями напруги живлення датчика і підсилювача і залежністю від чутливості підсилювача і індикатора.

Закон розподілу похибки фотооптичні датчика можна прийняти рівномірним, а так як найчастіше похибки датчиків нормуються без істотного запасу на старіння, то $\gamma_{Дм} = 0,15\%$ можна вважати половиною ширини розподілу. Звідси С.К.О.

$$\sigma_{Д} = \gamma_{Дм} / \sqrt{3} = 0,087\%.$$

Похибка приладів за стандартом вказується з запасом на старіння. Тому граничну похибка індикатора можна оцінити як $\gamma_{Им} = 0,8 \cdot \gamma_{к}$, де $\gamma_{к}$ - основна похибка, яка відповідає класу точності. Звідси $\gamma_{Им} = 0,8 \cdot 0,5 = 0,40\%$. Закон розподілу похибок електромеханічних приладів близький до трапецеидальному

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		30

з контрексцесом $ss = 0,7$ і ентропійним коефіцієнтом $k = 1,9$. Довірче значення похибки з РД = 0,9 для такого розподілу дорівнює приблизно $\gamma_{0,9} = 0,75 \cdot \gamma_m$. Тому $\gamma_{и_{m0,9}} = 0,75 \cdot 0,40 = 0,30\%$. Звідси $\sigma_{и} = \gamma_{и_{0,9}} / 1,6 = 0,30 / 1,6 = 0,188\%$.

Аддитивна похибка приладу буде утворена сумою двох розглянутих складових. Тому С.К.О. похибки нуля приладу складе

$$\sigma_n = \sqrt{\sigma_d^2 + \sigma_{и}^2} = \sqrt{0,087^2 + 0,188^2} = 0,207\%.$$

Переходячи до підсумовування мультиплікативний складових похибки, приймемо такі вихідні дані. Нехай коефіцієнт впливу на чутливість індикатора дорівнює $\gamma_{Yo_i} = -0,2\% / 10K$ і підсилювача $\gamma_{Yo_U} = -0,1\% / 10K$. Якщо підсилювач і індикатор розташовуються в одному корпусі, то обидва вони перебувають завжди при одній і тій же температурі і, отже, їх температурні похибки досить жорстко корельовані між собою і повинні підсумовуватися НЕ геометрично, а алгебраїчно. Звідси результуючий коефіцієнт впливу температури дорівнює $\gamma_{YO} = -0,2 + 0,1 = -0,1\% / 10K$. Тоді температурна складова мультиплікативної похибки має рівномірний розподіл з

$$\gamma_{O_m} = 0,1 \cdot 15 / 10 = 1,15\% \text{ и } \sigma_O = \gamma_{O_m} / \sqrt{3} = 0,15 / \sqrt{3} = 0,087\%.$$

Нехай коливання напруги в мережі, від якої живиться розглянутий прилад, перебувати в межах $\pm 10\%$ і мають трикутний закон розподілу ймовірності. Датчик Д живиться через стабілізатор з коефіцієнтом стабілізації $k = 25$. Тоді коливання напруги живлення датчика, а отже, і мультиплікативна похибка його вихідної напруги має також трикутний розподіл в межах

$$\gamma_{D_m} = 10 / 25 = 0,40\% \text{ с с.к.о.: } \sigma_{UD} = \gamma_{U_m} / \sqrt{6} = 0,40 / \sqrt{6} = 0,163\%.$$

Підсилювач У живиться нестабілізованою напругою. Коефіцієнт посилення ОУ по напрузі без ООС змінюється в залежності від напруги живлення від 1 дБ / В до 150 дБ / В (конкретне значення цього числа необхідно взяти з довідника по ОУ для використовуваного Вами підсилювача). Але

						Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

завдяки глибоким негативним зворотним зв'язку вплив нестабільності живлення ОУ на коефіцієнт посилення підсилювача знижено до значення $Y=0,3\% /V$.

Вважаємо, що підсилювач живиться від джерела напруги 10В, тоді коливання напруги живлення, викликані нестабільністю напруги мережі, складуть 1В. Тому мультипликативная похибка приладу, викликана випадковими коливаннями напруги живлення, буде розподілена також за трикутним законом в межах:

$$\gamma_{y_m} = 0,3\% / V \cdot 1V = 0,3\%, \text{ с с.к.о. } \sigma_{uy} = \gamma_{y_m} / \sqrt{6} = 0,3 \cdot \sqrt{6} = 0,122\%$$

Так як обидві похибки від коливання напруги викликаються однією і тією ж причиною, то вони корельовані між собою і складаються алгебраїчно, а не геометрично, хоча кожна з них випадкова. Тому

$$\gamma_{U_m} = \gamma_{y_m} + \gamma_{D_m} = 0,3 + 0,4 = 0,70\% \text{ и } \sigma_U = \sigma_{uy} + \sigma_{UD} = 0,122 + 0,163 = 0,285\%$$

Сумарні похибки від коливань температури і коливань напруги незалежні і тому складаються геометрично, тобто С.К.О. мультипликативной складової

$$\sigma_M = \sqrt{\sigma_U^2 + \sigma_O^2} = \sqrt{0,285^2 + 0,087^2} = 0,298\%$$

Результуюча похибка в кінці шкали приладу складається з адитивною і мультипликативної похибок за правилами підсумовування незалежних похибок:

$$\sigma_K = \sqrt{\sigma_H^2 + \sigma_M^2} = \sqrt{0,207^2 + 0,298^2} = 0,36\%$$

У нашому прикладі наведені похибки визначаємо згідно (2):

$$\gamma_{0,9H} = 1,6 \cdot \sigma_H = 1,6 \cdot 0,207 = 0,33\%; \gamma_{0,9K} = 1,6 \cdot \sigma_K = 1,6 \cdot 0,36 = 0,58\%$$

Якщо результуючий розподіл близько до нормального, то подібним же чином можуть бути визначені похибки не тільки з РД = 0,9, а й з РД = 0,95 згідно співвідношенням:

$$\gamma_{0,95H} = 1,96 \cdot \sigma_H = 1,96 \cdot 0,207 = 0,4\%; \gamma_{0,95K} = 1,96 \cdot \sigma_K = 1,96 \cdot 0,36 = 0,7\%$$

Таким чином, при випробуваннях такого приладу слід очікувати зміни

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

похибки від $gg_H = 0,33\%$ на початку шкали до $gg_K = 0,58\%$ в кінці шкали. Однак при нормуванні похибки такого приладу по стандарту необхідно мати запас на старіння не менше 25% фактичної похибки, а нормовані значення похибки на початку і кінці шкали повинні бути обрані з ряду переважних чисел, передбачених ГОСТ 8.401-80, тобто повинні бути вказані $\gamma_H = 0,33/0,8 = 0,5\%$ и $\gamma_K = 0,58/0,8 = 1\%$, тобто клас приладу зазначений як 1,0 / 0,5.

5.1 Розрахунок надійності приладу

Розрахуємо загальну інтенсивність відмов пристрою за формулою (5.1)

$$\lambda_i = \lambda_{0i} \cdot K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_4 \cdot \alpha_i(T, K_H), \quad (5.1)$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов i -го елемента; K_1, K_2 – поправочні коефіцієнти в залежності від механічних факторів (відповідно ударів та вібрації); K_3 – поправочний коефіцієнт в залежності від вологості та температури; K_4 – поправочний коефіцієнт в залежності від тиску повітря; α_i – поправочний коефіцієнт в залежності від температури (T) та коефіцієнта навантаження (K_H);

Коефіцієнти K_1, K_2, K_3, K_4 – однакові для всіх елементів, і складають:

$$K_1=1,04, K_2=1,03, K_3=1, K_4=1.$$

За результатами розрахунку складемо таблицю 5.1.

Розрахуємо інтенсивність відмов системи за формулою (5.2):

$$\Lambda = \sum_{i=1}^n \lambda_i = K_1 K_2 K_3 K_4 \sum_{i=1}^n \lambda_{0i} \alpha_i(T, K_{Hi}), \quad (5.2)$$

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		33

де n – загальна кількість елементів в системі. Підставивши у формулу відповідні значення з таблиці 5.1, отримаємо $\Lambda = 2,07393 \cdot 10^{-6} \text{ 1/год}$.

Розрахуємо середній час наробітку до відмови системи:

$$T = \frac{1}{\Lambda} = \frac{1}{0,19802 \cdot 10^{-6}} = 5049994 \text{ год.}$$

Таблиця 5.1

До розрахунку надійності приладу

Елементи	К-ть, N	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	K_{Hi}	$\alpha_i(T, K_{Hi})$	$\lambda_i \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	$\alpha_i \cdot N \cdot \lambda_i \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$
Резистори постійні	9	0,008	0,5	0,66	0,00264	0,01568
Конденсатори керамічні	7	0,03	0,5	0,66	0,00198	0,00092
Діоди	2	0,05	0,6	0,71	0,03550	0,04923
Мікросхеми	1	0,02	1	0,67	0,15000	0,1005
Роз'єми	0	0,005	0,2	0,05	0,00025	0
Пайка	41	0,0001	0,8	0,85	0,00085	0,03158
Плата	1	0,0001	0,7	0,75	0,00015	0,00011
Разом			-			0,19802

Ймовірність безвідмовної роботи системи під час наробітку $t_p = 10000 \text{ год}$ (тому що в році 8760 годин, безвідмовна робота протягом 10000 годин вказує на те, що розробник може сміливо давати на свій виріб гарантію 1 рік):

$$P(t_p) = \exp\left(-\sum_{i=1}^n \lambda_i t_p\right) = \exp(-0,19802 \cdot 10^{-6} \cdot 10000) \approx 0,99$$

або 99%.

ВИСНОВКИ

Я виконав кваліфікаційну роботу, був розроблений прилад для зручного, високоточного виміру частоти серцевих скорочень.

Цей прилад є доволі практичним для використання, тому що його розмір дуже зручний та портативний, тому його з легкістю можна брати з собою на тренування, це надає можливість з легкістю та комфортом контролювати пульсові зони, в яких вам потрібно перебувати чи то при довгочасних аеробних навантаженнях спрямованих на розвиток витривалості (для покращення результатів в легкій атлетиці, і в першу чергу для спортсменів яким потрібно мати як найбільш можливу витривалість на дуже великі проміжки часу (марафонці та ультрамарафонці, плавці на середні та довгі дистанції, і багато інших), для збільшення та покращенню повільних (червоних) міоцитів (м'язових волокон), або ж при більш коротких але інтенсивніших та потужних вправах спрямованих на розвиток швидких (білих) міоцитів, що насамперед призводить до збільшення силових показників людини, дана пульсова зона використовується як правило при підготовці атлетів які займаються силовими видами спорту: пауерліфтингом, боксом, важкою атлетикою, бодібілдингом, стронгменом, та іншими. Також це виріб є необхідним для людей які ведуть малоактивний спосіб життя чи мають проблеми з серцем, за допомогою цього приладу можна спостерігати за пульсом, і коли людина побачить що частота серцевих скорочень вийшла за рамки норми, зможе вчасно викликати швидку допомогу та врятувати собі життя. Ще перевагами мого приладу є доволі не велика ціна в порівнянні з аналогами в мас-маркеті, при високій точності та надійності. Основною перевагою мого приладу для виміру ЧСС є добре підібраний датчик, за рахунок цього прилад є універсальним, а саме є можливість знімати показники частоти серцевих скорочень не тільки з подушечки пальця, а й з інших частин тіла. Моя розробка корисна навіть для вчених, студентів, учнів загальноосвітніх закладів,

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35

тому що за допомогою даного цифрового, високотехнологічного, сучасного, портативного, універсального та високоточного приладу, також можливо проводити дослідження як на тваринах так і на людях.

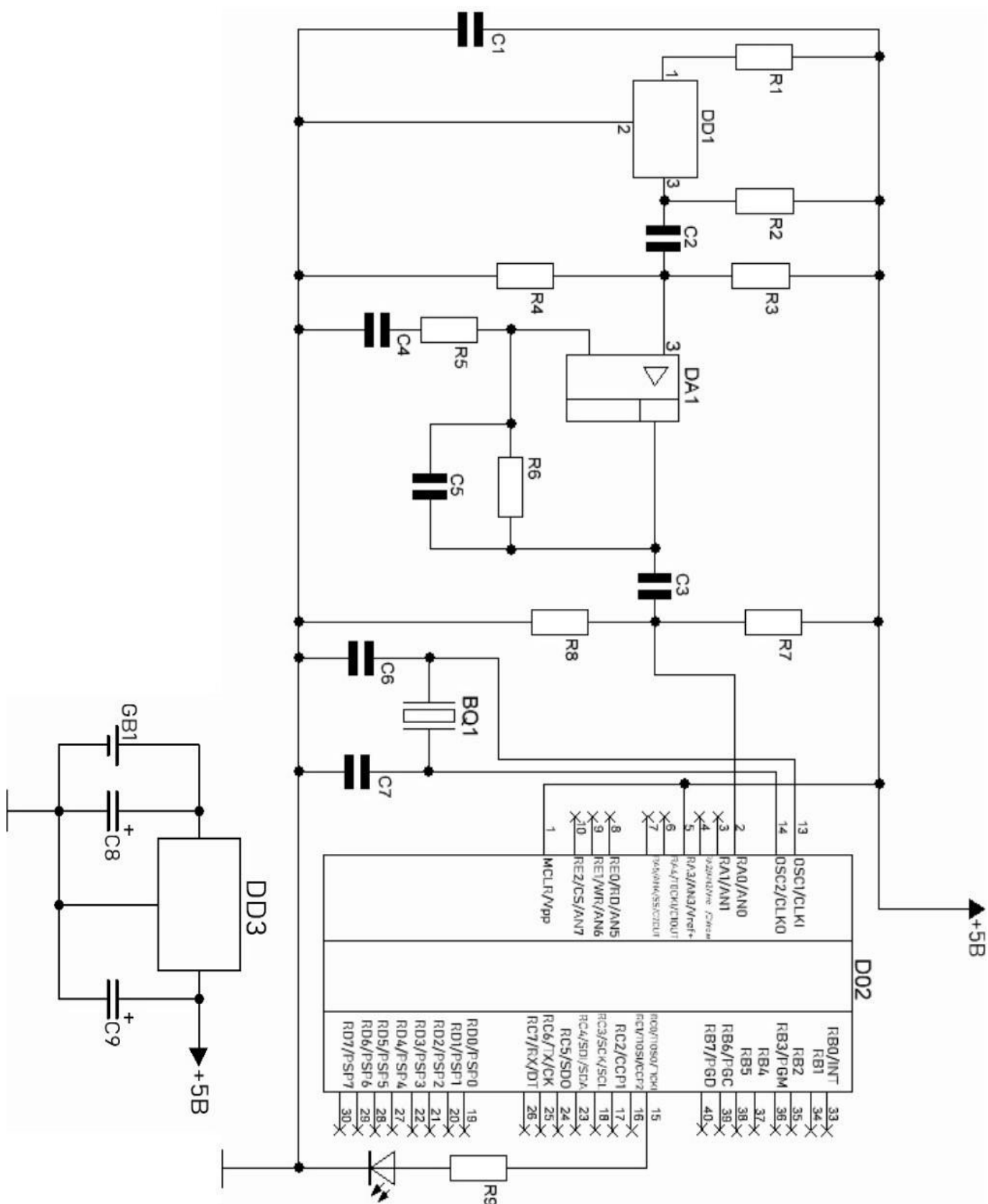
						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		36

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

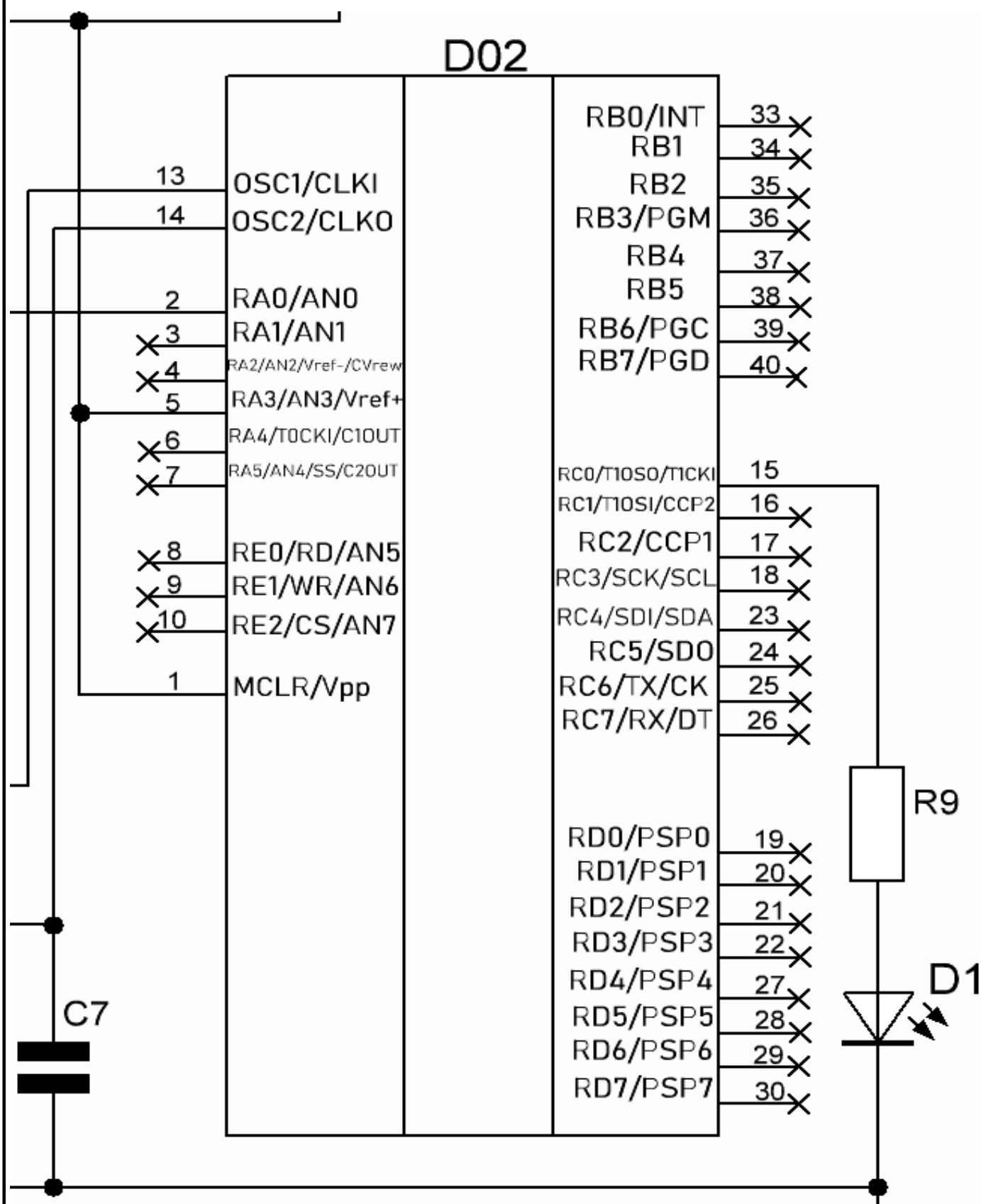
1. Novitsky PV, Gitis EI, Converters of information for electronic digital computing devices, M. - L., 1977;
2. Nubert GP, Measuring transducers of non-electric quantities, lane. with English, L., 1990;
3. RF Patent author Tsarev OA, Method for determining blood viscosity; published 20.01.1999 G01N33 / 49;
4. Kako N., Yamane J., Sensors and micro - computers / trans. from the Japanese. - L .: Higher school. Leningrad. branch, 1986. – 120 p .
5. Novikov Yu.M., Skorobogatov PK Fundamentals of microprocessor technology. - M: BINOM, 2006 - 358 p.
6. Paul H., Winfield H., The Art of electronics, 1987 - 2 volumes;
7. Усатенко С.Т., Каченюк Т.К., Терехова М.В. Виконання електричних ланцюгів за ЕСКД: Посібник. - М .: Видавництво стандартів, 2001. - 325 с.
8. Levshina ES, Novitska PV Electrical measurements of physical quantities: (Measuring transducers). Textbook. A guide for universities. - L .: Higher school. Leningrad. Branch, 1983. - 320 p.
9. Resistors, capacitors, transformers, inductors, switching devices REA: Handbook. / M.M. Akimov, E.P. Ващуком, B.A. Prokhorenko, 1994. - 591 p.
10. GOST 12.2.025-76. Medical equipment. Electrical safety.
11. Wigleb G. Sensors: Per. with him. - World, 1994. - 196 p.

						Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

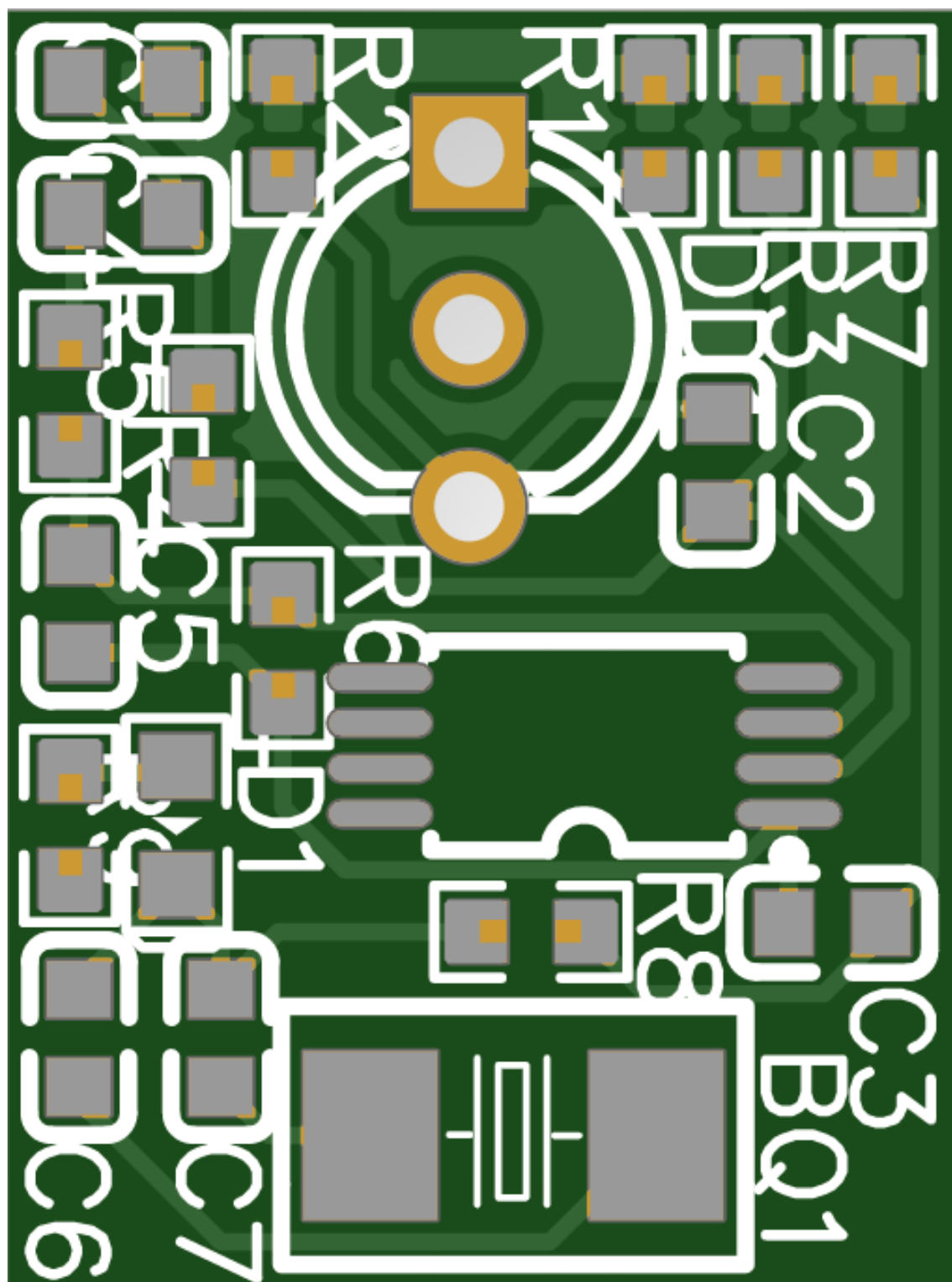
Додаток А



Додаток Б



Додаток В



[illegible]