

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»

Інститут інформатики та радіоелектроніки
Факультет радіоелектроніки та телекомунікацій
(повне найменування інституту, факультету)

Кафедра радіотехніки та телекомунікацій
(повне найменування кафедри)

Пояснювальна записка

до дипломного проекту (роботи)

магістра
(ступінь вищої освіти)

на тему МЕТОД ВИМІРЮВАННЯ СЕРЦЕВОГО РИТМУ ЗА ДОПОМОГОЮ
БЕЗПРОВІДНОГО ДАТЧИКА

Виконав: студентка 6 курсу, групи РТз-
229м

спеціальності _____

172 «Телекомунікації та радіотехніка»

(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація) _____

«Телемедичні та біомедичні системи»

Палега Анастасія Сергіївна

(прізвище та ініціали)

Керівник Морщавка С.В.

(прізвище та ініціали)

Рецензент Пархоменко А.В.

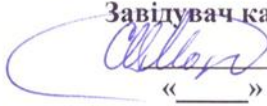
(прізвище та ініціали)

2020 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»
(повне найменування закладу вищої освіти)

Інститут, факультет Інститут інформатики та радіoeлектроніки, ФРЕТ
Кафедра Радіотехніка та телекомунікації
Ступінь вищої освіти Магістр
Спеціальність 172 «Телекомунікації та радіотехніка»
(код і найменування)
Освітня програма (спеціалізація) «Телемедичні та біомедичні системи»
(назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри РТТ
 Морщавка С.В.
« » грудня 2020 року

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА(КИ)

Палеги Анастасії Сергіївни

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проєкту (роботи) Метод вимірювання серцевого ритму за допомогою безпроводного датчика

керівник проєкту (роботи) Морщавка Сергій Володимирович, зав. каф. РТТ, к.т.н
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом закладу вищої освіти від « » 20 року №

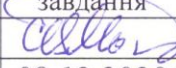
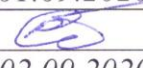
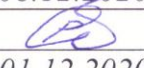
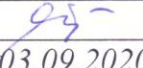
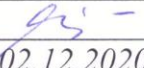
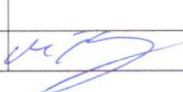
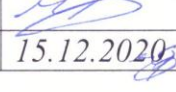
2. Строк подання студентом проєкту (роботи) 17 грудня 2020 року

3. Вихідні дані до проєкту (роботи) : Прилад для вимірювання частоти серцевих скорочень повинен реєструвати дані з датчика пульсу в діапазоні від 40 до 220 уд. / Хв. Дані повинні виводитися на дисплей приладу, при цьому пристрій повинен забезпечувати тривалу автономну роботу від вбудованого акумулятора.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Актуальність роботи та постановка задач. Дослідження різних методів вимірювання пульсу та їх порівняння. Оцінка актуальності даного приладу

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Розробка програмної частини пристрою і розведення друкованої плати.

6. Консультанти розділів проєкту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	прийняв виконане завдання
1-3	Морщавка С.В., зав. каф. РТТ, к.т.н	 01.09.2020	 08.12.2020
4	Севастьянов Р.В., к.е.н.	 02.09.2020	 01.12.2020
5	Якімцов Ю.В., доцент	 03.09.2020	 02.12.2020
нормокон троль	Мороз Г.В., ст. викладач	 15.12.2020	 15.12.2020

7. Дата видачі завдання «01» вересня 2020 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проєкту (роботи)	Строк виконання етапів проєкту (роботи)	Примітка
1.	Актуальність роботи та постановка задач на її виконання	3-й тиждень	виконано
2.	Огляд існуючих методів вимірювання пульсу	4-й тиждень	виконано
3.	Вибір структурної схеми пристрою	6-й тиждень	виконано
4.	Розробка аналогової частини	7-й тиждень	виконано
5.	Розробка макету	11-й тиждень	виконано
6.	Трасування друкованої плати	13-й тиждень	виконано
7.	Робота над економічною частиною.	13-й тиждень	виконано
8.	Розробка рекомендацій з охорони праці	13-й тиждень	виконано
9.	Оформлення пояснювальної записки та презентації	14-й тиждень	виконано
10.	Проходження нормконтролю, рецензування, антиплагіату, оформлення дублінського ядра	15-й тиждень	виконано

Студент(ка)

Керівник проєкту (роботи)


(підпис)

Панега А.С.
(прізвище та ініціали)

Морщавка С.
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

ПЗ: 79 сторінок, 15 таблиць, 42 рисунків, 1 додаток

Об'єктом розробки є компактний прилад, для реєстрації пульсу.

Мета роботи – розробити компактний бездротовий пульсометр.

У випускний кваліфікаційної роботі розглянуто існуючий метод визначення частоти серцевих скорочень (пульсу), заснований на методі фотоплетизмографії, який ліг в основу розробки. Цей неінвазивний метод, заснований на вивченні поглинання світла, що проходить через досліджуваній ділянку тканини з пульсуючим кров'ю, простий і зручний. Передбачається використовувати даний прилад, доступний широкому колу користувачів, як при моніторингу життєво важливих функцій і ранній діагностиці захворювань, так і при самоконтролі та тренуваннях.

ПУЛЬСОМЕТР, ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМА, ПУЛЬСОКСИМЕТР,
САТУРАЦІЯ КРОВІ КИСНЕМ

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП	8
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ ТА КИСНЮ В КРОВІ....	10
1.1 Огляд існуючих методів	10
1.2 Метод фото плетизмографії та пульсоксиметрії	13
1.3 Різновиди пульсометрів та пульсоксиметрів	19
1.4 Похибки пульсоксиметру.....	21
1.5 Точність вимірювання пульсоксиметрів	23
1.6 Застосування пульсоксиметрів	24
1.7 Висновки до 1 розділу	28
2 РОЗРОБКА ПУЛЬСОМЕТРА.....	29
2.1 Вибір структурної схеми пристрою	29
2.2 Аналогова частина	30
2.3 Вибір компонентів	35
2.4 Висновок до 2 розділу	46
3 РОЗРОБКА МАКЕТУ	47
3.2 Складання схеми на макетній платі	50
3.3 Обробка результатів вимірювань	51
3.4 Трасування друкованої плати	55
3.5 Висновок до розділу 3	56
4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	57
4.1. Ідея даного проекту, ринок та стейкхолдери	57
4.2. Розрахунок собівартості проекту	62
4.2.1 Визначення витрат на матеріали	62
4.2.2 Розрахунок основної заробітної плати	62
4.2.3 Розрахунок додаткової заробітної плати.....	63
4.2.4 Розрахунок єдиного соціального внеску	63
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	66
5.1. Аналіз потенційних небезпек	66

5.2 Заходи по забезпечення техніки безпеки.....	67
5.3 Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці.....	69
5.4 Заходи безпеки у надзвичайних ситуаціях.....	72
5.4.1.Заходи з пожежної безпеки.....	72
5.4.2 Заходи з цивільного захисту.....	73
ВИСНОВКИ.....	76
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	77
ДОДАТОК А.....	79

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АЦП	–	аналогово-цифровий перетворювач
ЗІЗ	–	засоби індивідуального захисту
МК	–	мікроконтролер
ОП	–	операційний підсилювач
ПЗП	–	пуско-зарядний пристрій
ПК	–	персональний комп'ютер
ТЗ	–	технічне завдання
ФВЧ	–	фільтр високих частот
ФГП	–	фотоплетізмограми
ФЛГ	–	флюорографія
ФНЧ	–	фільтр нижніх частот
ЧСС	–	частота серцевих скорочень
SpO ₂	–	сатурація (насичення) артеріальної крові киснем

ВСТУП

Щорічно величезна кількість людей помирає від серцево-судинних захворювань. Причому половина з них помирає раптово, у 80% випадків причиною є аритмія серця. Виживання від раптової серцевої смерті становить не більше 1%. Серцево-судинні захворювання зазвичай протікають безсимптомно, при цьому часто людина може перебувати в групі ризику і навіть не підозрювати про наявність порушень.

Серед методів дослідження стану серцево-судинної системи пропонується пристрій для вимірювання пульсу. Він найбільш простий у використанні, проте є дуже інформативним вимірювачем параметрів функціональності серця.

На сьогоднішній день дослідження пульсу можна умовно розділити на 2 типу: мануальні дослідження і апаратні дослідження. До мануальних досліджень відносяться прості методи, які не потребують будь-яких умов і навичок, такі як огляд або пальпація. До апаратних досліджень відносять методи для аналізу ритмічності роботи серця, в яких задіяні різні медичні прилади та апарати. Плетизмографія є найпоширенішим методом вимірювання пульсу. Цей метод заснований на реєстрації зміни обсягів кровонаповнення органу. Результатом такої реєстрації буде пульсова хвиля. Плетизмографія має великий функціонал можливостей, проте в даній роботі розглядається метод оптичної плетизмографії (фотоплетизмографії).

Фотоплетизмографія – метод дослідження периферичної гемодинаміки, заснований на вивченні поглинання світла, що проходить через досліджувану ділянку тканини з пульсуючою кров'ю [1].

За допомогою інфрачервоного світла просвічується досліджувана ділянка тканини, яка після відображення або розсіювання, в залежності від положення оптики, потрапляє на фотоперетворювач. Інтенсивність світла, розсіяного або відбитого досліджуваною ділянкою тканини (органу), визначається кількістю в ньому крові.

У медичній практиці найбільшого використання набула методика вимірювання периферичного капілярного кровотоку за допомогою пальчикової фотоплетізмографії [2].

Метод фотоплетізмографії [2] полягає в просвічуванні якого-небудь органу (як правило, пальця руки) за допомогою світлодіода і вимірюванні ступеня поглинання світла датчиком з протилежного боку або на деякій відстані. Отриманий таким чином сигнал називається фотоплетізограма.

Значення фотоплетізограми відображає щільність кров'яного потоку в органі, а не значення тиску в кровоносній системі. Проте, ці величини досить сильно корельовані, тому фотоплетізографія вважається досить надійним способом отримання сигналів кров'яного тиску.

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ ТА КИСНЮ В КРОВІ

1.1 Огляд існуючих методів

На сьогоднішній день все більше людей починає слідкувати за своїм здоров'ям. Важливим показником життєзабезпечення є вміст кисню в рідинах і тканинах організму. Ряд патологій виникає внаслідок нестачі кисню в організмі. В медицині нестачу кисню прийнято називати гіпоксією. Значний дефіцит кисню в організмі в продовж декількох хвилин вважається смертельним. Також не менш важливий є спостереження за серцево-судиною системою, так як своєчасне лікування може врятувати від важких наслідків.

Для вимірювання частоти пульсу можна використати багато різних методів.

Механічні методи, які конвертують пульсації судин в електричний сигнал за допомогою сенсорів деформації або тиску. Для цих задач, як правило, використовують п'єзоелектричні сенсори. Якість сигналу такого сенсора дуже чутлива до місця розміщення та від зміщення сенсора відносно судини.

Методи виявлення електричних сигналів пульсу серцебиття. Ці методи потребують розміщення декількох електродів на шкірі людини для прийому електричних імпульсів. Щоб моніторинг частоти пульсу під час тренування був зручний, в багатьох комерційних продуктах електроди та малопотужний безпроводний передавач розміщуються на гнучкому поясі.

Останнім часом з'явилися пристрої безконтактного моніторингу серцебиття з вимірюванням за допомогою випромінення електромагнітного поля. Для цього використовують надчутливі приймачі. Але ця технологія зараз є дуже дорога та потребує „чистої” кімнати для практичного використання.

Методи вимірювання оптичних імпульсів. Ці методи базуються на властивості людської шкіри змінювати рівень поглинання модульованого світла залежно від заповнення капілярів кров'ю через серцеву активність.

Проте цей метод дає більше, ніж просто вимірювання частоти пульсу. Аналіз кривої модульованого світла є ефективним для діагностування активності системи дихання та виявлення хвороб. Вимірювання поглинутого світла в інфрачервоному та червоному світлових діапазонах дає змогу визначити рівень кисню в крові, що дозволяє отримати важливу інформацію відносно дихальної активності, визначити перехід людини у стан сну чи втрату свідомості.

В цій роботі буде розглядатися останній із описаних методів. Він доступний, зрозумілий та надає вичерпну інформацію про пацієнта, яка може слугувати передумовою початком лікування.

Процедура вимірювання частоту серцевих скорочень і SpO_2 носить назву «пульсоксиметрія» і є незамінним контрольним методом, – зокрема, для хірургії та невідкладної медицини. Вимірювання відбувається за допомогою пульсометра.

Пульсометр – це пристрій, за допомогою якого можна виміряти частоту серцевого ритму. Завдяки йому контролюється робота серцево-судинної системи і аналізується стан при медичних дослідженнях. Сучасні пульсометри зазвичай складаються з двох елементів: нагрудного ремня-датчика і приймача на зап'ясті, GPS-навігатора або мобільного телефону. Зазвичай, для отримання хорошого контакту електроди датчика змочуються водою або спеціальним гелем. Майже всі пульсометри мають додаткові функції: годинник, секундомір, таймер, календар, статистика часу, знаходження пульсу в заданих зонах, звукова сигналізація виходу пульсу із заданої зони.

При введенні віку, ваги і зросту прилад пропонує калькулятори індексу маси тіла, спалених калорій, спаленого жиру, причому останній активізується зазвичай тільки при пульсі вище 120 уд / хв. Зони пульсу можна вибрати із

запропонованих варіантів для різних ступенів підготовки або задати на свій розсуд.

Фотоплетизмографія – метод реєстрації кров'яного потоку з використанням джерела інфрачервоного або світлового випромінювання і фоторезистора або фототранзистора.

Назва методу походить від грецьких слів *plethysmos* – збільшення та *phos* – світло. За допомогою пристрою під назвою плетизмограф, який складається з випромінювача світлового потоку, просвічує тканину (орган), та приймач, який реєструє щільність світлового потоку, що проходить крізь нього. Реєструються світлові сигнали, як відбиті від тканини, так і ті, що просвічують її. Метод плетизмографії почав використовуватися ще на початку XVII століття, проте широкого використання набула в кінці XIX століття, завдяки роботам А. Моссо (1887, 1893 р.) и А. Фіка (1969 р.). До речі, саме тоді були зроблені перші спроби використовувати даний метод у детекторах брехні.

В 1874 році вчений Карл фон Фирордт зробив вагомий внесок у науку. Він визначив залежність потоку красного світла, яке проходить крізь кисть, при накладанні жгута, що стало поштовхом для розвитку та дослідження пульсоксиметрії [3].

Пульсоксиметрія відноситься до неінвазивних методів вимірювання процентного вмісту оксигемоглобіну в артеріальній крові [2]. Пульсометри, які базуються на цьому принципі роботи називають пульсоксиметрами.

В 1972 году Такуо Аоягі, японський інженер, який досліджував неінвазивний спосіб вимірювання серцевого ритму, виявив, що, враховуючи коливання поглинання світла, можна розрахувати оксигенацію (насичення киснем) артеріальної крові [3].

Перший пульсометр випустила корпорація NIHONKONDEN в 1975 році. Згодом американський дослідник Скотт Вілбер взяв за основу метод Т. Аоягі, проте в якості джерел випромінювання світло діоди, таким чином створивши компактний вушний датчик. Спектр поглинання випадково

опинився в діапазоні випромінювання кремнієвих світлодіодів, які досить мініатюрні, надійні, які поглинають досить мало енергії.

Крім того, С. Вілбер вперше використав для калібрування монітора і обробки даних мікропроцесор, а також запатентував власний алгоритм розрахунку сатурації. Об'єднання принципу Т. Аоягі і напівпровідникових технологій дозволило С. Вілбер створити перший пульсоксиметр сучасного зразка. До його виробництва приступила компанія BIOX, яка за це незабаром була поглинена корпорацією OHMEDA.

До 1990 року випуском пульсоксиметрів займалися вже більше 30 фірм, а обсяг річних продажів досяг 65 тис. одиниць.

1.2 Метод фото плетизмографії та пульсоксиметрії

Метод фотоплетизмографії доцільно застосовувати тоді, коли є ділянка шкіри, де досліджується кровотік, яка розташована між джерелом випромінювання і фотоприймачем датчика як це показано на рисунку 1.1.

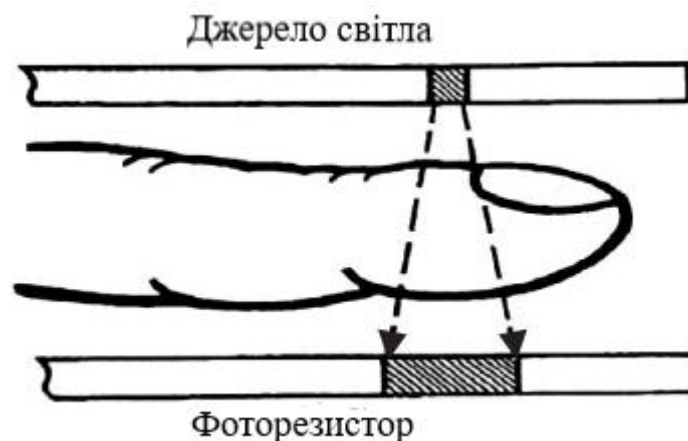


Рисунок 1.1 – Положення датчика при дослідженні кровотоку в пальці

Фотоплетизмографічний сигнал – це зміна об'єму кровоносних судин в часі під дією пульсових хвиль. Щоб зареєструвати сигнал через кінцівку, потрібно щоб крізь неї пройшов потік випромінювання оптичного або інфрачервоного діапазону. Величина сигналу вимірюється як послаблення випромінювання, яке проходить крізь досліджувану ділянку тканини, яка містить кровоносні судини. Амплітуда сигналу при використанні широкосмугового фотоприймача становить не менше ніж 0,1 мВ. Частота може коливатися від 0,3 до 70 Гц [4].

Методика пульсової оксиметрії заснована на використанні принципів фотоплетизмографії, які дозволяють виділити артеріальну складову абсорбції світла для визначення оксигенації артеріальної крові. Вимірювання саме цієї складової дає можливість використовувати спектрофотометрію (метод, який заснований на поглинанні монохроматичного випромінювання, тобто випромінювання з одною довжиною хвилі в видимій ультрафіолетовій області спектра) для неінвазивного крізь шкірного моніторингу, сатурації артеріальної крові киснем [5].

Згідно закону Бугера-Ламберта-Бера, величина абсорбції світла, тобто втрата енергії світлової хвилі, яка проходить крізь речовину, пропорційна товщині шару поглинаючої речовини. При досліджуванні кровотоку величина визначається розміром судини або об'ємом крові, яка проходить крізь досліджувану ділянку тканини.

Зменшення та збільшення судини під впливом артеріальної пульсації кровотоку проковує відповідні зміни амплітуди сигналу, який отримуємо на виході з фотоприймача.

Фотоплетизмограма – це крива, яка показує як змінюється об'єм артеріального русла, який отримують після посилення та обробки сигналу фотоприймача. Крива характеризує стан кровотоку, де розташований датчик (рис.1.2). Амплітуда ФПГ зростає, коли тиск в крові збільшується, та навпаки, коли тиск падає – амплітуда прагне до низу [6].



Рисунок 1.2 – Фотоплетізмограма периферичного пульсу.

Неінвазивний метод визначення оксигенації крові в місці, де знаходиться датчик, заключається у розміщенні ділянки тканин з артеріальними судинами. Сигнал на виході з датчика прямо пропорційний абсорбції світла, яке проходить крізь тканини. Сигнал містить 2 складові: пульсуючу складову, яка обумовлена зміною об'єму артеріальної крові упродовж кожного серцевого скороченні, і константу, яка визначається оптичними властивостями шкіри, венозної та капілярної крові та інших тканин досліджуваної ділянки (рис.1.3). За допомогою аналізу форми сигналу ФПГ можна виділити його фрагменти, які відповідають моментам систолічного вибросу. За ці короткі проміжки часу на вершині систоли можна найбільш точніше визначити SpO_2 .



Рисунок 1.3 – Визначення абсорбції світла в тканинах

Для визначення SpO_2 використовується метод двопроменевої спектрофотометрії. Вимірювання абсорбції світла відбувається в моменти систолічного вибросу, тобто в момент максимальної амплітуди сигналу датчика для двох довжин хвиль випромінювання (рис. 1.3). Для цього в датчику є два джерела випромінювання з різними спектральними характеристиками [7].

Коли довжина хвилі випромінювання становить 660 нм (червона зона) гемоглобін поглинає приблизно в 10 разів більше світла, аніж оксигемоглобін, а коли хвиля 940 нм (інфрачервона зона) – поглинання оксигемоглобіну більше, ніж гемоглобіну. Для збільшення точності визначення SpO_2 методом пульсової оксиметрії використовується нормування сигналів поглинання світла. Для цього вимірюється постійна складова в момент діастоли $A=$ і знаходиться відношення амплітуди пульсуючої складової $A\sim$ до величини $A=$, відповідно до формули:

$$A_{\text{норм}} = A\sim / A=$$

Цей етап повторюється для кожної довжини хвилі випромінювання. Нормована величина поглинання не залежить від інтенсивності

випромінювання світлодіоду, вона визначається тільки оптичними властивостями живої тканини.

Для отримання значення SpO_2 розраховуються відношення нормованих величин поглинання світла для двох обраних довжин хвиль за формулою

$$R = (A_{\sim}/A_{\sim})_{\text{чр}} / (A_{\sim}/A_{\sim})_{\text{інф}}$$

де індекс чр. відноситься до абсорбції в червоній зоні спектру;

індекс інф. – до інфрачервоної області спектру.

Величина R емпірично пов'язана зі значенням SpO_2 калібрувальною залежністю, яка була отримана в процесі градування приладу (рис.1.4) .

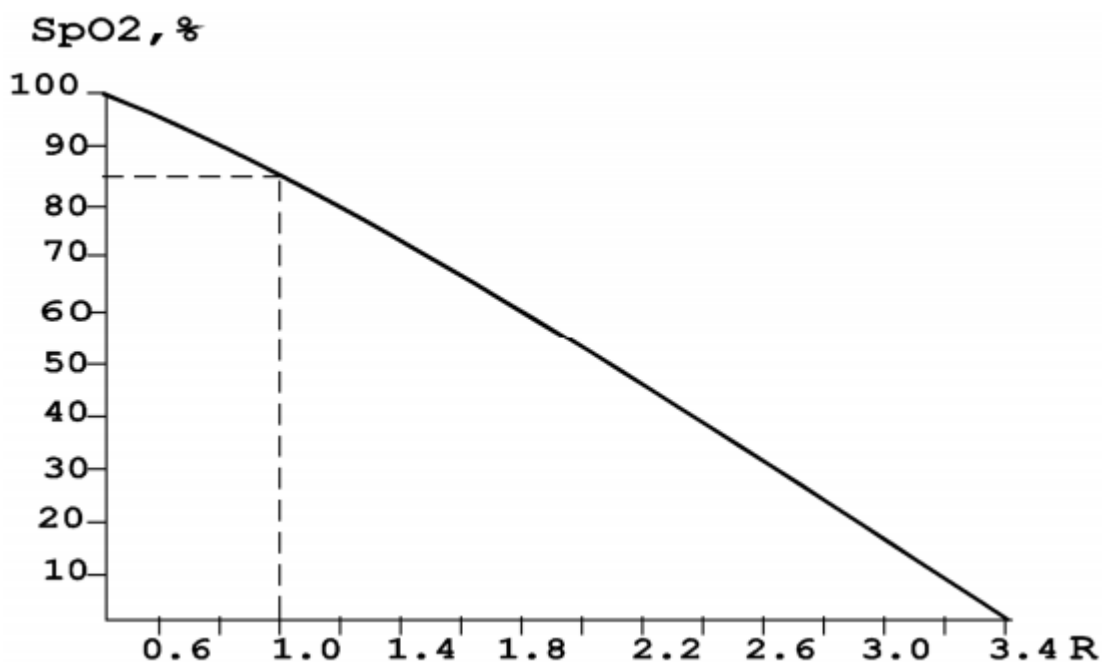


Рисунок 1.4 – Прилад калібрувальної кривої пульсоксиметра

Відношення R змінюється від 0,4 для 100 % SpO_2 до 3,4 при 0 % SpO_2 . Відношення, яке дорівнює 1, відповідає SpO_2 85 %. Хід кривої визначається теоретичною залежністю, яка заснована на відношеннях для поглинання

світла. Величина відношення R не залежить від оптичних характеристик шкіри, а визначається оптичними властивостями артеріального вибросу крові, що визначає високу точність вимірювання SpO_2 в пульсоксиметрії [8].

Пульсоксиметрія дозволяє визначити одночасно 3 параметри: частоту серцевих скорочень, ступінь насичення гемоглобіну артеріальної крові, об'ємну амплітуду кровонаповнення ділянки тканини.

Можна виділити два типи пульсоксиметрії: рефракційна та трансмісійна (рис. 1.5).

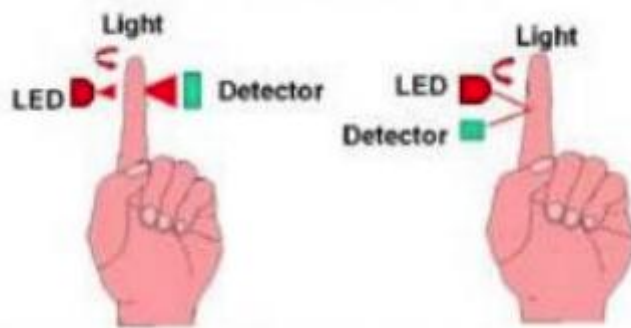


Рисунок 1.5 – Рефракційна та трансмісійна пульсоксиметрія

Трансмісійна пульсоксиметрія заснована на пропусканні світла. Його суть: світло проходить крізь тканини та фіксується детектором. Датчики розташовані один напроти одного. Датчик встановлюють зазвичай на так званих «тонких частинах тіла», таких як палець або мочка вуха.

Рефракційна пульсоксиметрія заснована на відбитті світлового потоку та його аналізі. Датчики в такому випадку розташовані з однієї сторони. Їх можна встановити на будь яку частину тіла, наприклад палець, передпліччя, передня черевна стінка. Датчики працюють так само, як і в трансмісійної пульсоксиметрії, проте цей метод вважається більш точним та зручним.

1.3 Різновиди пульсометрів та пульсоксиметрів

Пульсометри можна розділити на декілька видів в залежності від конструкції та типу передачі сигналу: провідні та безпроводні. За конструкцією датчики діляться на декілька видів.

Пристрій з нагрудним датчиком. Такий датчик кріпиться на груди та проводяться розрахунки. Цей тип датчиків вважається найточнішим.

Пристрій з вбудованим датчиком. Датчик вбудований зазвичай у годинник наручний або фітнес-браслет. Такі пульсометри не застосовуються у лікарнях. Зазвичай такі пристрої підходять для щоденного використання.

Пристрої з датчиком пульсації крові (пульсоксиметри). Датчик чіпляється до пальця або до мочки вуха. Датчик визначає пульс по пульсації крові у тканинах. Окрім визначення пульсу, користувач отримує ще один не менш важливий показник – SpO_2 . Зазвичай, дані пристрої використовуються як у лікарнях, так і в побуті. Вони дуже прості та зручні в використанні. Пристрій, що розглядається в даній роботі відноситься до даної категорії пульсометрів.

Існує багато станів, патологій, хвороб, які потребують постійних спостережень частоти пульсу та показника SpO_2 . Деякі пристрої потрібні для точного вимірювання показників, а інші для того щоб швидко в домашніх умовах відстежити потрібний показник. В залежності від того, пульсоксиметри бувають різні.

Стаціонарний пульсоксиметр. Такі пристрої використовують для тривалого та достатньо точного вимірювання SpO_2 . Сигнал у такого пристрою стійкий та точний. Цей пристрій виводить на екран графік флюорографії (ФЛГ) та відображає кровотік тієї частини тіла, де розташований датчик (рис. 1.6).



Рисунок 1.6 – Стационарний пульсометр

Датчик чіпляється до пальця, або до мочки вуха. Пристрій передає інформацію на ПК. Останні моделі таких пульсометрів можуть передавати вимірювання за допомогою Bluetooth. Окрім датчика пристрою на пацієнті знаходиться невеликий датчик з пристроєм, який по радіоканалу певної частоти передає інформацію з пристрою на ПК.

Портативний пульсометр. Пристрій зручний та легкий у використанні, який можна брати з собою. Можна використовувати вдома, в дорозі, в будь-якому зручному місці, в будь-який час. Пристрій фіксується до фаланги пальця, або до мочки вуха (рис. 1.7).



Рисунок 1.7 – Портативний пульсометр

Вся інформація транслюється на екран пристрою. Підзарядка пристрою можлива через USB, або за допомогою змінного акумулятора.

В ході розробки пульсометра потрібно враховувати основні технічні параметри:

- точність показників;
- точне відображення показників;
- швидкість переходу в робочій режим;
- енергоекономічність;
- стійкість до пошкоджень.

1.4 Похибки пульсоксиметру

Під час розробки медичних пристроїв та комплексів розробник повинен враховувати наявність похибок в роботі пристроїв. Похибки можуть бути під час вимірювання SpO_2 і частоти пульсу, а також під час технічної експлуатації пристрою. Похибки можуть бути незначними, а можуть мати серйозні наслідки. Можливі наслідки від похибок:

- невірна інформація інколи приводить до хибних висновків;
- на підозрілий дисплей не звертають уваги, тим самим знижується вирогідність побачити реальну небезпеку;
- часта хибна активація тривожного сигналу провокує вимкнути тривожну систему;
- працюючий дисплей є ще одним додатковим джерелом дратівливого шуму.

За останні роки почали все більше розробляти ефективні програми аналізу сигналу, які можуть не тільки розпізнати артефакти, а й розпізнавати та відображати на дисплеї достовірну інформацію навіть у вкрай несприятливих умовах роботи [4].

Помилки та похибки можуть бути через декілька причин, в залежності від цього вони класифікуються за певними ознаками.

Наведення напруги. На показник пульсоксиметра впливає стороннє електромагнітне випромінювання (рис. 1.8).

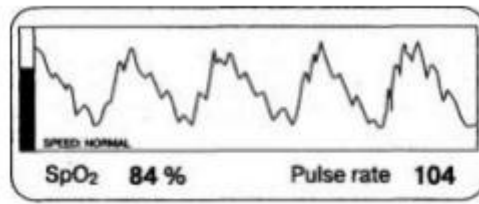


Рисунок 1.8 – Похибка від електрона ведення

Фотодетектор датчика проводить слабкий електричний сигнал та наведення від працюючого різноманітного медичного електрообладнання може бути переданий на ФПГ. В деяких моделях пульсоксиметрів розробники проваджують електронні схеми для придушення спотворень [9].

Освітлення. Фотодіоди не випромінюють світло суцільним потоком, вони блимають по черзі. Спочатку вмикається червоний світлодіод та детектор вимірює потік світлової хвилі червоного кольору, при цьому вимірює також навколишнє світло, яке потрапляє ззовні. Згодом те саме відбувається з інфрачервоним світлодіодом та датчиком. Потім обидва не світять. В цей час фотодетектор вимірює фон навколишнього світла, який віднімається з розрахунку SpO_2 . У зв'язку з цим можуть відбуватися спотворення показань приладу через дію деяких ламп денного освітлення (інфрачервоні світильники та ксенонові лампи). Для того щоб правильно оцінити похибку потрібно порівняти показання пульсоксиметру в закритому від освітлення просторі та відкритому.

Похибка від низької амплітуди ФПГ. Розрахунок SpO_2 пульсоксиметрів залежить від кровотоку на периферії (пульсі).

Коли кровотік слабшає, електричний сигнал посилюється, а з ним посилюються перешкоди фонового шуму. При істотному зниженні амплітуди ФПГ співвідношення прийнятого сигналу і фонового шуму досягає

критичного рівня, що відображається на показниках пристрою, які перестають відповідати дійсності. Якісні пристрої високого рівня попереджають користувача про помилку на екрані пристрою. Менш якісні прилади показують вимірювання під дією перешкод, результати яких можуть відрізнитися від реальних показників.

Рівень гемоглобіну. Виходячи з того, що гемоглобін – це носій інформації для пульсоксиметру, то при анемії точність вимірювань може значно зменшитись. Така похибка залежить від класу та якості пристрою.

Рухи пацієнта. Одна із най розповсюджених причин помилок пульсоксиметрів. Коли пацієнт рухається, на ФПГ з'являються додаткові хвилі не за рахунок пульсації артеріальної крові, а за рахунок зміни відстані та оптичної щільності структур між світло діодами та фотоприймачем (рис.1.9).

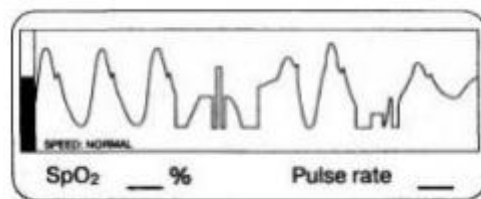


Рисунок 1.9 – Перешкоди від руху пацієнта

Інші завади. Перешкоди, отримані внаслідок наявних додаткових фракцій гемоглобіну в крові. Наприклад, при отруєнні чадним газом або при отриманні опіків від полум'я карбоксигемоглобін становитиме від загальної кількості гемоглобіну десятки відсотків.

1.5 Точність вимірювання пульсоксиметрів

Будь-який вимірювальний пристрій працює з певною похибкою, тому потрібно враховувати цей факт. На точність пристрою впливає багато

факторів, один з них – це якість світло діодів. В найкращому випадку вимірювання повинно відбуватися при довжині хвилі від 500 нм до 940 нм. Однак світлодіоди не є джерелом монохроматичного світла, вони випромінюють вузький кінцевий спектр світлових частот, який містить одну найінтенсивнішу частоту. Ця частота формує світловий потік, який приймає участь у вимірюваннях.. Кожний екземпляр світлодіоду має свою унікальну характеристику випромінювання. При відхиленні від ідеальної довжини хвилі на кожні 3нм похибка вимірювання SpO_2 становить 0,5%, а розкид значень в партії може перевищувати ± 15 нм.

1.6 Застосування пульсоксиметрів

Вперше пульсоксиметри були використані для моніторингу життєво важливих функцій під час проведення операції та анестезії. Оскільки пристрій неінвазивний та дозволяє здійснювати моніторинг у реальному часі. Його також почали використовувати для інших цілей: діагностика життєдіяльності пацієнта та самоконтроль. Проте, основною задачею пульсоксиметра є допомога медикам у проведенні всіляких клінічних маніпуляцій

До появи пульсоксиметрії основною ознакою гіпоксемії був ціаноз. Ціаноз має дві основні причини: гіпоксемія артеріальна і погіршення периферичного кровотоку. Данні причини можуть йти в сукупності. При цьому пульсоксиметр показує зниження SpO_2 , в залежності від стану периферичного кровообігу, амплітуда ФПГ може залишатися в нормі, зниженою або підвищеною. Аналіз розглянутих показників в динаміці значно інформативніше одиничного вимірювання.

Пульсоксиметр грає важливу роль при проведенні інкубації трахеї , так як він виявляє гіпоксемию до прояву її клінічних ознак.

В США та Європі за стандартом використовують пульсоксиметри для моніторингу під час наркозу, так як він фіксує гіпоксемию та дає можливість

своєчасно відреагувати та організувати лікувально-профілактичні заходи . Під час виходу із наркозу пульсоксиметрія є надійним помічником для контролю пацієнта. Отже, пульсоксиметрія є одним з практично придатних методів оперативного виявлення ознак гіпоксемії на ранній стадії, які є, однією з головних причин ускладнень при проведенні анестезії.

Пульсоксиметрія широко використовується для оцінки стану плоду та новонароджених.

Основна відмінність пульсоксиметрів для новонароджених – це більш високий поріг чутливості, пальчикові пульсоксиметри більш легкі. Датчики, які кріпляться на руці або ступні, мають м'які фіксатори, які не пошкоджують шкіру немовляти. Також пульсоксиметр для немовлят має датчик тривоги. У багатьох країнах світу, пульсоксиметр входить до переліку точних методів оцінки стану плода при народженні і в ранньому перенатальному періоді в разі виникнення асфіксії [11]. Для визначення даних діагностичних показників використовується методика рефракційної пульсоксиметрії, принцип якої полягає в тому, що пульсоксиметричний датчик, який має вигляд зонда, вводиться через родові шляхи і стикається з передлежачою частиною плода. На кінчику зонда розташовуються розміщені відносно один одного фотоприймач і випромінювачі червоного і інфрачервоного діапазону. Однак впровадження дана методики фетальної пульсоксиметрії не отримала, в зв'язку з небезпекою травмування плода жорстким наконечником. Для подолання цих недоліків розроблена нова методика фетальної пульсоксиметрії, що використовує атравматичний багаторазовий датчик [12].

Фетальний пульсоксиметричний датчик відбивного типу, що містить світлодіодні випромінювачі та фотоприймач, виконаний в плоскому овальному корпусі, який вміщається на подушечці вказівного пальця руки (рис. 1.10). При проведенні вимірювань датчик розміщується на пальці лікаря під рукавичкою.

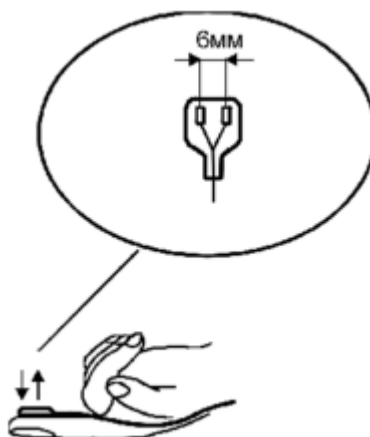


Рисунок 1.10 – Фетальний пульсоксиметричний датчик

Під час дослідження датчик фіксується пальцем до прилеглої частини плода (рис. 1.11), вибирається оптимальне положення датчика для виявлення пульсації плода, які відображаються на моніторі пульсоксиметра, після чого на екрані відображається частота пульсу та SpO_2 плода.



Рисунок 1.11 – Фіксування датчика до прилеглої частини плода

Пульсоксиметрія найбільш популярний метод моніторингу в практиці швидкої допомоги, а також в палатах реанімації. В умовах, коли потрібно миттєво зреагувати в екстремальній ситуації пульсоксиметрія достатньо швидко видає потрібні данні про стан хворих, які мають багато захворювань. Пульсоксиметрія сприяє здійсненню діагностики стану хворих і оцінки ефективності прийнятих невідкладних заходів надання допомоги і при доставці пацієнтів в стаціонар. Зниження SpO_2 часто буває першим сигналом для термінового втручання, наприклад: змінити розташування інтубаційної трубки, вчасно прискорити проведення інфузійної терапії, прибрати виділення за допомогою катетера.

Пульсоксиметри використовуються не тільки в медичних цілях. Вони популярні серед спортсменів і любителів спорту. Контроль і діагностика стану організму під час тренування. Пульсоксиметри використовують альпіністи, гірськолижники і льотчики. Так як при підйомі на велику висоту відбувається зниження парціального тиску кисню і настає кисневе голодування.

В останні роки метод пульсоксиметрії набув поширення зовсім не в медичних цілях, а саме все більше виробників так званих «розумних гаджетів», таких як AppleWatch і MIO використовують цю технологію для спостереження серцевого ритму в своїх багатофункціональних наручних годинниках (рис. 1.12).



Рисунок 1.12 – Смарт годинник MIO з функцією вимірювання пульсу

1.7 Висновки до 1 розділу

Проведений огляд теоретичних методик вимірювання пульсу показав, що метод пульсоксиметрії є найзручнішим і найбільш придатним для проведення неінвазивних вимірювань. Були розглянуті такі основні аспекти, як: історія даної теми, різновиди розроблювального пристрою, помилки, які можуть викликати збої в його роботі, застосування пульсоксиметрів в лікарській практиці і побуті. На підставі огляду літератури був обраний метод рефракційної пульсоксиметрії, як найбільш підходящий для більшого числа користувачів.

2 РОЗРОБКА ПУЛЬСОКСИМЕТРА

Технічне завдання враховує всі мінімальні достатні вимоги до пульсометрах. Технічне завдання розглянуто в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – ТЗ на розробку пульсометра

Параметри	Обмеження	Значення	Од. вимірювання
Розмір	Бажано	75x42x35	мм
Маса	Не більше ніж	75	г
Джерело живлення	Бажано	5	В
Діапазон вимірювання пульсу	Бажано	От 40 до 250	Уд/хв
Індикація пульсу	Максимально	3	Число цифр
Метод реєстрації сигналу	-	Відбиваюча технологія	-

2.1 Вибір структурної схеми пристрою

Враховуючи ТЗ було прийняте рішення розробляти рефракційний пульсометр, який заснований на методі відбиття світлового потоку. Чому саме цей пульсометр, бо завдяки розташуванню оптопар можна уникнути похибок, пов'язаних з зовнішнім освітленням. Структурна схема розроблюваного пульсометра представлена на рисунку 2.1.

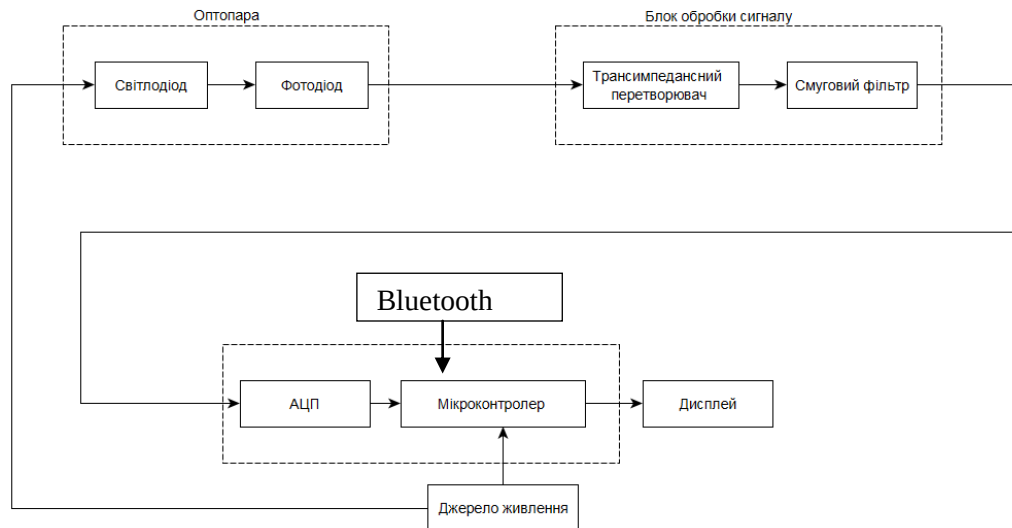


Рисунок 2.1 – Структурна схема пульсометра

2.2 Аналогова частина

Блок обробки сигналу.

Блок обробки сигналу складається з трансїмпедансного підсилювача і смугового фільтра.

Трансїмпедансний підсилювач – це схема перетворювача, яка перетворює вхідний струм в пропорційну вихідну напругу. Як ми знаємо, коли струм протікає через резистор, він створює падіння напруги на резисторі, яке буде пропорційне величині струму і самому значенню резистора. Тут, припускаючи, що значення резистора є ідеально постійним, ми можемо легко використовувати закон Ома для розрахунку значення струму на основі значення напруги. Це самий базовий перетворювач струму в напругу, і, оскільки для цього ми використовували резистор (пасивний елемент), він називається пасивним перетворювачем струму в напругу (рис. 2.2).

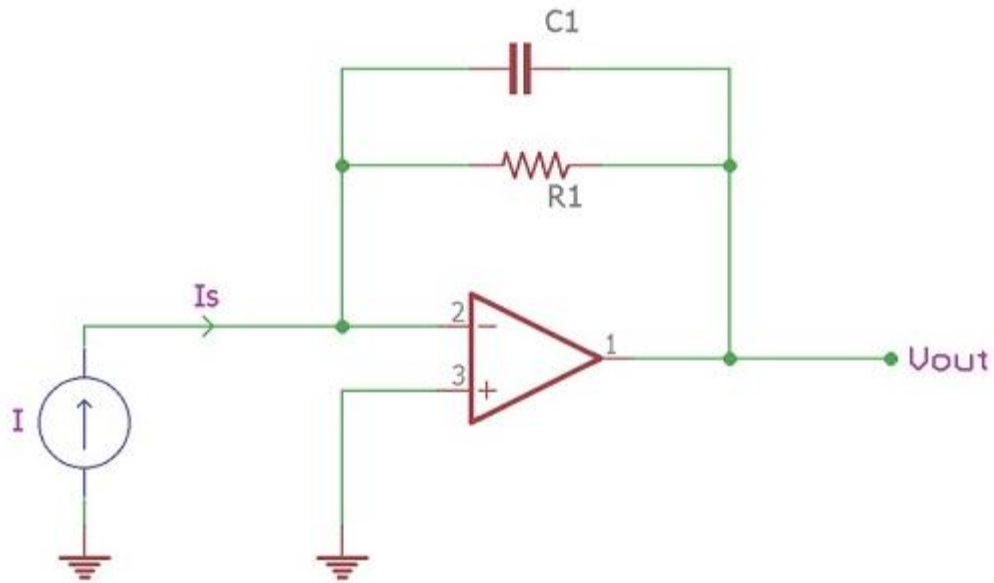


Рисунок 2.2 – Трансїмпедансний підсилювач

Швидкодія – одна з переваг трансїмпедансного підсилювача перед класичним операційним підсилювачем зі зворотнім зв'язком по напрузі.

При правильному підборі операційного підсилювача (ОП) можна досягти низького рівня власних шумів, тривалого часу живлення від батареї, низької напруги живлення (1.6 В). Шум і смугу пропускання, а також посилення визначає опір резистора $R1$ зворотного зв'язку в перетворювачі струму в напругу. Для частотної стабілізації схеми, а також зменшення паразитного сигналу, при включенні зворотного зв'язку, паралельно резистору $R1$ ставиться конденсатор $C1$ досить великої ємності, наприклад Е12 або Е24. Також варто зафіксувати, що вмикання додаткової ємності змінює смугу пропускання, що повинно враховуватися при розрахунках.

Оптопара.

Оптопара – оптоелектронний напівпровідниковий прилад, який складається з випромінювача та приймача випромінювання, між якими є оптичний зв'язок і забезпечена електрична ізоляція (рис. 2.3).



Рисунок 2.3 – Оптопара

При виборі світлодіода були використані зразки різних кольорів:

- зелений (довжина хвилі 525 нм);
- жовтий (довжина хвилі 590 нм);
- червоний (довжина хвилі 660 нм);
- інфрачервоний (довжина хвилі 940 нм).

Обґрунтування вибору добре видно по графіку поглинання світла гемоглобіну і оксигемоглобіну з накладеними на нього кривими спектральних характеристик випромінювачів, наведеними на рисунку 2.4.

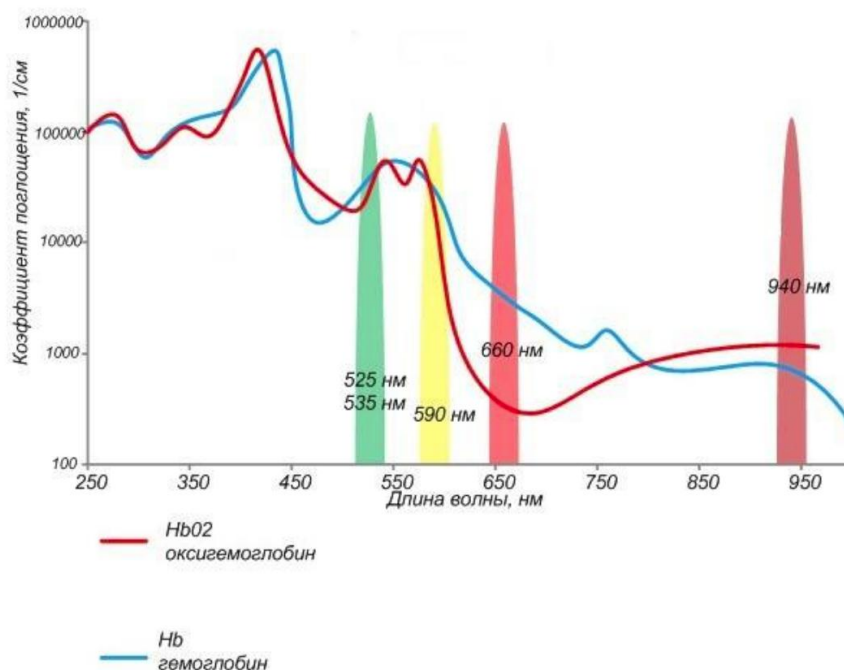


Рисунок 2.4 – Крива поглинання світла та основні спектри випромінювання пульсових фотоплетизмографічних випромінювачів

Вибір довжини хвилі залежить від того, що ми хочемо виміряти пульс або SpO_2 . В проектуваному пристрої буде вимірюватися лише пульс. В даному випадку має значення область, де максимальне поглинання – це діапазон від 500 до 600 нм, не враховуючи максимуму в ультрафіолетовій частині. Зазвичай обирається значення 525 нм, допустимо невелике відхилення, за це відповідає зелений світлодіод, його ми будемо використовувати. В якості фотоприймача можна використовувати практично будь який фотодіод.

Блок обробки сигналу.

Блок обробки сигналу складається із трансимпедансного підсилювача та смугового фільтра. Сигналом зворотного зв'язку в такому підсилювачі служить не напруга, а струм. На вихідному сигналі отримуємо напругу.

При грамотному підборі ОП можна досягти низького рівня власних шумів, тривалого часу живлення від батареї, низької напруги живлення (1.6 В). Шум і смугу пропускання, а також підсилення визначає опір резистора R_F зворотного зв'язку в перетворювачі струму в напругу. Для частотної стабілізації схеми, а також зменшення паразитного сигналу, при включенні зворотного зв'язку, паралельно резистору R_F ставиться конденсатор C_F досить великої ємності. Варто зазначити, що включення додаткової ємності змінює смугу пропускання, що повинно враховуватися при розрахунках.

Смуговий фільтр – це електронний фільтр, який пропускає частоти корисного сигналу, що знаходяться в потрібному діапазоні, послаблюючи при цьому всі інші частоти. У розроблюваній схемі буде використаний один фільтр нижніх частот (ФНЧ) і один фільтр верхніх частот (ФВЧ) (рис. 2.5). Смуговий фільтр потрібний для фільтрації небажаних артефактів, викликаних зовнішнім засвіченням або мерехтінням світлодіода.

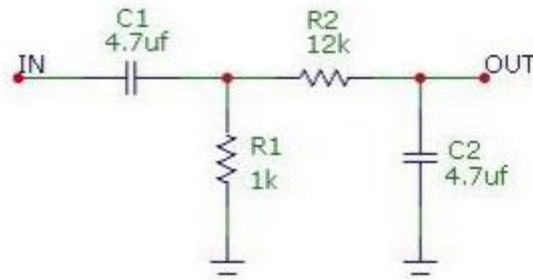


Рисунок 2.6 – Смуговий фільтр

Також в блоці фільтрів буде використаний інвертуючий ОП (рис. 2.7). Його завдання полягає в тому, щоб інвертувати і підсилити напругу.

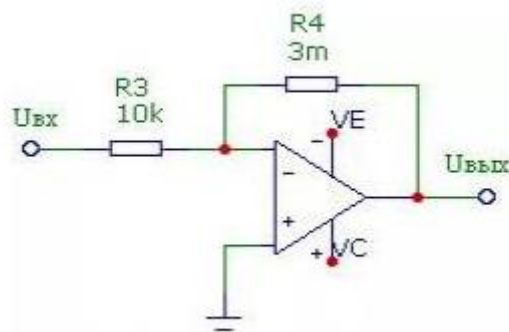


Рисунок 2.7 – Інвертуючий ОП

Мікроконтролер.

Мікроконтролер – це спеціальна мікросхема, призначена для програмного управління електронними схемами. Мікроконтролер виконується на одному кристалі. На ньому розташований обчислювальний пристрій, ПЗП і ОЗУ. Також у склад мікроконтролера входять порти введення/виведення, таймери, АЦП, послідовні і паралельні інтерфейси. У останніх моделях також встановлені Wi-Fi/Bluetooth-модуль і навіть NFC.

В нашому пристрої мікроконтролер буде керувати світлодіодом. За

допомогою МК відбувається аналого-цифрове перетворення сигналу, здійснюється передача даних для виведення на екран.

Джерело живлення.

Наш пристрій буде працювати автономно, завдяки живленню з дискової літієвої батареї (напруга 3В). Для стабільної роботи МК та аналогової частини зазвичай потрібне живлення 5В. Буде задіяно стабілізатор з підвищення напруги. Таке рішення проблеми спростить вирішення задачі і заощадить місце на платі.

Bluetooth-модуль.

Для досягнення бездротовості буде задіяний Bluetooth-модуль. Він може працювати в двох режимах:

- режим управління (CommandMode);
- функціональний режим (OperatingMode).

Модуль працює під напругою живлення 5 В, його сигнальні контакти оперують напругою 3.3 В, тому регулятор даної напруги (3.3 В) присутній в цьому модулі.

Дисплей.

Так як розробляється бездротовий пристрій і основним критерієм до відображення інформації є негайне виведення результатів вимірювання, то в приладі буде використаний мініатюрний дисплей, який вирішує відразу обидва завдання.

2.3 Вибір компонентів

Світлодіод.

У попередній частині ми визначилися з тим, що нам потрібен зелений світлодіод з довжиною хвилі від 515 до 535 нм. Під час аналізу ринку, був вибраний світлодіод виробника Kingbright модель KP-2012ZGC-E в SMD корпусі (рис. 2.8).

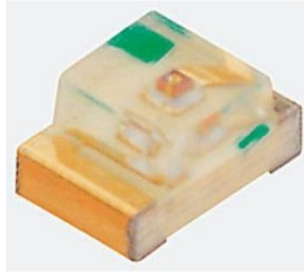


Рисунок 2.8 – Світлодіод Kingbright KP-2012ZGC-E

Технічні характеристики світло діода Kingbright KP-2012ZGC-E представлені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики Kingbright KP-2012ZGC-E [13]

Параметр	Значення
Колір світіння	Зелений
Довжина хвилі	525нм
Тип лінзи	Прозорий
Сила світла (mcd)	280 мкд
Матеріал	InGaN
Кут розсіювання	120°
Тип корпусу	SMD0805

Датчик освітлення.

В якості фотоприймача був обраний датчик освітлення APDS-9008 (рис. 2.9).



Рисунок 2.9 – Датчик освітлення APDS-9008

APDS-9008 – це недорогий датчик навколишнього світла з аналоговим виходом в мініатюрному корпусі для поверхневого монтажу ChipLED.

Датчик містить спектральний фотосенсор, що має чудову чутливість, близькою до чутливості людського ока.

Даний датчик освітлення складається з фотодіода і операційного підсилювача (рис. 2.10). Вибрали саме цю модель, так як вона одночасно поєднує в собі функцію фотоприймача і виконує необхідне трансїмпедансне посилення сигналу, що спрощує схему розроблювального приладу і економить місце на платі.

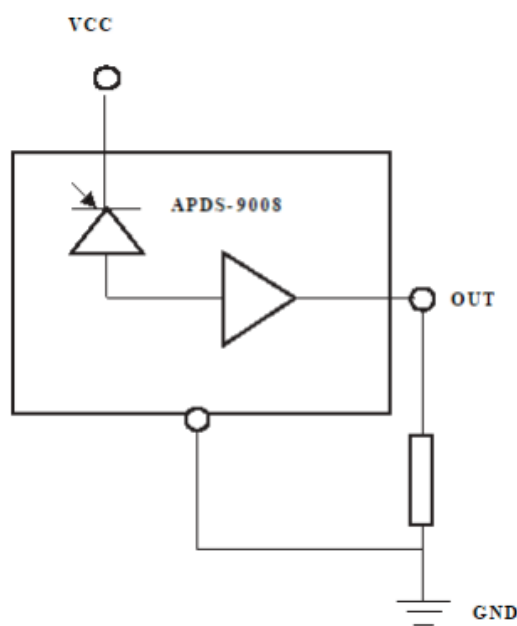


Рисунок 2.10 – Схема датчика освітлення APDS-9008

Технічні характеристики датчика освітленості APDS-9008 представлені в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Основні характеристики датчика освітленості APDS-9008

Параметр	Значення
Розмір	1,5x1,6x0,55 см
Довжина хвилі	565 нм
Напруга живлення	1,6 В–5,5 В
Тип корпусу	6-SMD

Блок фільтрів.

Фільтр нижніх частот (ФНЧ) – електричний ланцюг, ефективно пропускає частотний спектр сигналу нижче певної частоти, званий частотою зрізу, і пригнічує сигнал вище цієї частоти.

Фільтр верхніх частот (ФВЧ) – електричний ланцюг, ефективно пропускає частотний спектр сигналу вище частоти зрізу, і пригнічує сигнал нижче цієї частоти.

Принципова електрична схема активного смугового фільтра розроблюваного пристрою зображена на рисунку 2.11.

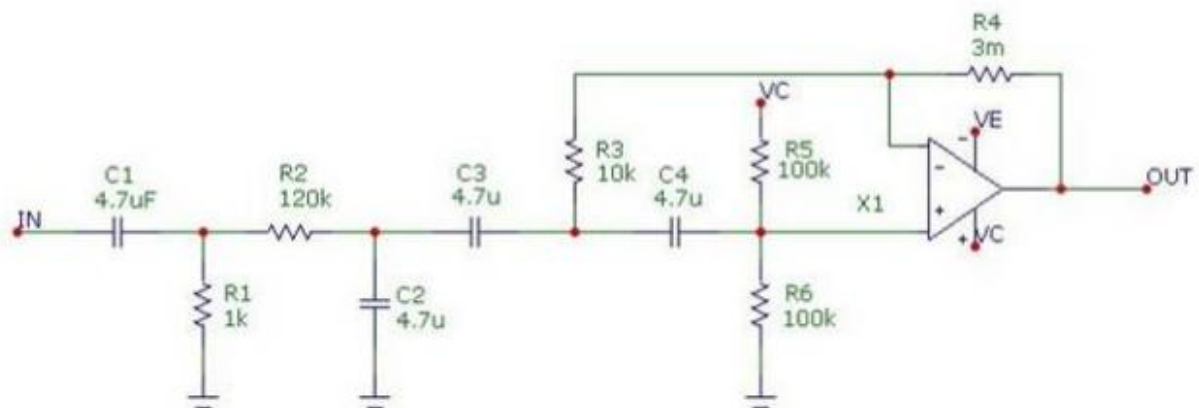


Рисунок 2.11 – Принципова електрична схема смугового фільтра

Резистор має опір 460 Ом, конденсатор має ємність 10 мФ.

Знаючи номінали ємностей і опорів ФНЧ і ФВЧ можна обчислити частота пропускання.

Частота пропускання для ФНЧ:

$$f = R / (2\pi L)$$

Підставивши відповідні значення отримуємо:

$$f=460/(2*3.14*460*10*10^{-3}) \approx 15,9 \text{ Гр}$$

Частота пропускання для ФВЧ:

$$f=1/(2\pi RC)$$

Підставивши відповідні значення отримуємо:

$$f=1/(2*3.14*460*10*10^{-3}) \approx 34,6 \text{ Гр}$$

Частота пропускання даних фільтрів від 15,9 Гц до 34,6 Гц. Для даної схеми був обраний одноканальний ОП моделі МСР 6001.

Основні параметри даного ОП представлені в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 – Основні параметри операційного підсилювача МСР 6001

Параметр	Значення
Смуга пропускання	1 МГц
Власний струм споживання	170 мкА
Напруга живлення	1,8 В–6 В
Частота одиничного посилення	1 МГц
Струм живлення	100мА
Максимальна швидкість наростання вихідного сигналу	0,6 В/мкс
Діапазон робочих температур	-40°C–85°C

Знаючи, що операційний підсилювач впливає своїм виходом на вхід через негативний зворотний зв'язок, в результаті чого напруга вирівнюється на обох входах, як на інвертуючому, так і на неінвертуючому. Отже, падіння напруги на резисторі R4 дорівнює напрузі виходу $U_{\text{вих}}$, а падіння напруги на

резисторі R_3 дорівнює напрузі входу $U_{\text{вх}}$. Виходячи з того, що обидва входи ОП не споживають струм, отримуємо:

$$U_{\text{вих}} / R = - U_{\text{вх}} / R_3$$

Коефіцієнт посилення по напрузі k , можна розрахувати за формулою:

$$k = U_{\text{вих}} / U_{\text{вх}} = - R_4 / R_3$$

Підставивши значення, одержуємо, що коефіцієнт посилення дорівнює:

$$k = - R_4 / R_3 = 300$$

У сукупності резистори R_3 і R_4 і конденсатори C_3 і C_4 задають смугу пропускання частот для активного смугового фільтра.

Для зручності подальшої обробки сигналу є необхідність вирівнювання сигналу по рівню на нуль. Це дозволить спостерігати всю амплітуду сигналу. Конденсатор дозволяє прибрати постійну складову сигналу, а резистори зміщують сигнал по рівню. Дана схема підключення представлена на рисунку 2.12.

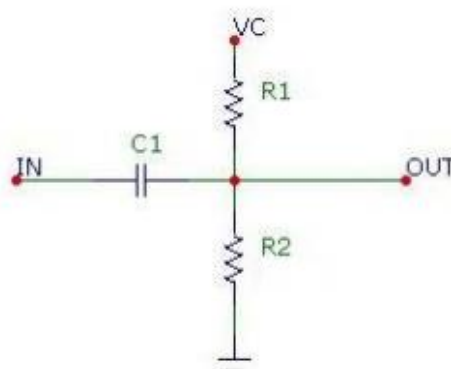


Рисунок 2.12 – Схема зміщення сигналу по рівню

Мікроконтролер.

В рамках даної роботи було прийнято рішення використовувати МК ATmega328 (рис. 2.13).

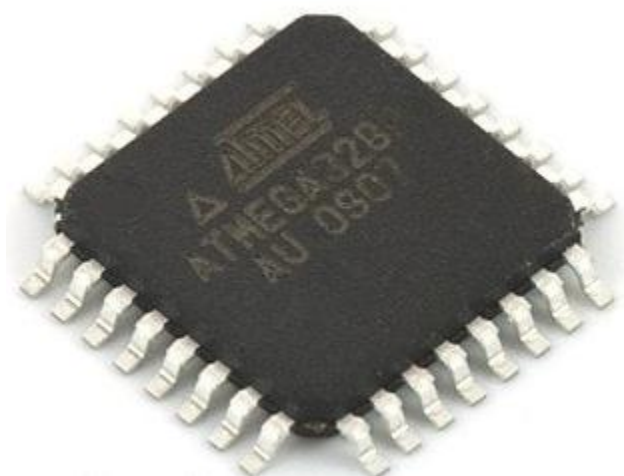


Рисунок 2.13 – Мікроконтролер ATmega328

Даний МК відноситься до класу AVR. За допомогою даного МК було реалізовано величезна кількість проектів. МК зарекомендував себе як стабільний і недорогий, тому для розроблюваного пульсометра був обраний саме він. Технічні характеристики ATmega328 наведено в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 – Технічні характеристики ATmega328

Параметр	Значення
Обсяг флеш пам'яті (FLASH)	32 кБ
Обсяг енергонезалежної пам'яті (EEPROM)	1 кБ
АЦП	8-канальний 10- разрядний
Робоча напруга	1.8 В–5 В
Підтримуючі інтерфейси	SPI, I2C
Лінії введення / виводу	23
Струм навантаження (в активному режимі)	0,2 мА

Джерело живлення.

В якості джерела живлення була обрана дискова літієва батарея виробника GP Batteries, формату CR2032 (рис. 2.14).



Рисунок 2.14 – Дискава літієва батарея CR2032

Даний тип батарей забезпечує більш високою напругою, ніж джерела струму інших електрохімічних систем. Напруга дискових літієвих елементів становить 3 В. Літієві елементи живлення мають низький рівень саморозряду (не більше 2% в рік) і тривалий термін зберігання. Батарея характеризується стабільною роботою в широкому діапазоні температур від -30 до $+65^{\circ}\text{C}$.

Для того щоб отримати напругу на шині живлення 5 В використовується стабілізатор напруги. В якості даного компонента, використовується стабілізатор напруги TLV61220. Схема підключення стабілізатора напруги представлена на рисунку 2.15.

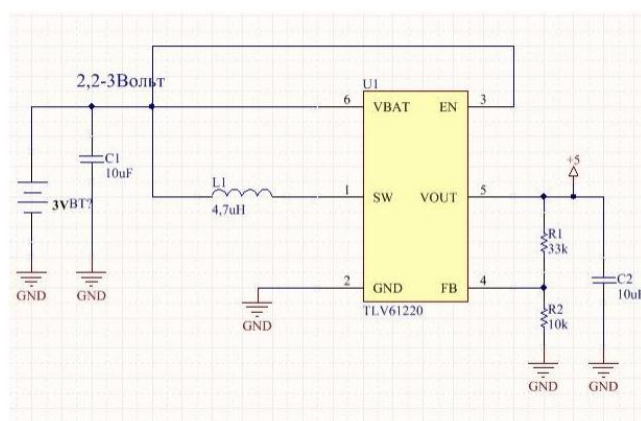


Рисунок 2.15 – Схема підключення стабілізатора напруги TLV61220

Bluetooth -модуль.

Для передачі інформації буде використовуватися Bluetooth-модуль HC-06 (рис. 2.16).



Рисунок 2.16 – Bluetooth-модуль HC-06

З боку Ардуіно модуль виглядає як звичайний послідовний інтерфейс, що дозволяє відразу налагодити взаємодію з пристроєм на комп'ютері.

Основні характеристики модуля:

- живлення 3,3 – 6 В;
- максимальна вхідна напруга 5 В;
- максимальний струм 45 мА;
- швидкість передачі даних 1200-1382400 бод;
- робочі частоти 2,40 ГГц – 2,48 ГГц;
- підтримка специфікації bluetooth версії 2.1;
- мале споживання енергії;
- високий рівень захисту даних;
- дальність зв'язку 30 м.

Для підключення до смартфона використовуються наступні дані – пароль "1234", швидкість передачі даних 9600, ім'я модуля HC-06.

Для обробки модуля HC-06 ми використовуємо бібліотеку `SoftwareSerial.h`, яка дозволяє визначити послідовний порт на платі Arduino.

Програмний код підключення Bluetooth-модуля:

```
intval;

int LED = 13;

voidsetup()
{
    Serial.begin(9600);
    pinMode(LED, OUTPUT);
    digitalWrite(LED, HIGH);
}

voidloop()
{
    if (Serial.available())
    {
        val = Serial.read();

        // При символі "1" вмикаємо світлодіод
        if (val == '1')
        {
            digitalWrite(LED, HIGH);
        }

        // При символі "0" вимикаємо світлодіод
        if ( val == '0')
        {
            digitalWrite(LED, LOW);
        }
    }
}
```

Дисплей.

Для виведення інформації було обрано маленький OLED дисплей (рис. 2.17).



Рисунок 2.17 – OLED дисплей

Він вважається одним з найбільш зручних і функціональних серед інших дисплеїв, до того ж має діагональ всього 0,96 дюйма, що важливо для дотримання розмірів розроблювального пристрою. У таблиці 6 представлені характеристики даного дисплея.

Таблиця 2.6 – Технічні характеристики OLED дисплея

Параметр	Значення
Розширення	128 x 64 точок
Розмір	27 x 27 x 4
Колір дисплею	синій
Кут огляду	> 160°
Напруга живлення	3 В–5 В
Споживання	0,08 Вт
Робоча температура	-30–70 °С
Інтерфейс	2С
Вага	5 г

Після вибору всіх компонентів в програмному середовищі Circuit Maker була розроблена повна принципова схема пристрою, яка представлена в додатку А.

2.4 Висновок до 2 розділу

В ході виконання 2 розділу була розроблена структурна схема приладу, була опрацьована аналогова частина розроблювального пристрою, після чого в ході розробки принципової схеми пристрою, був проведений аналіз елементної бази і далі виконаний підбір компонентів. В ході роботи над 2 розділом були вирішені такі непрості питання, як: отримання потрібної напруги в шині живлення, пошук відповідного за характеристиками і розміром дисплея, а так же було прийнято рішення про використання датчика освітлення. Підібрані в 2 розділі компоненти також будуть використовуватися для створення макета приладу в 3 розділі.

3 РОЗРОБКА МАКЕТУ

3.1 Блок-схема алгоритму програми

Далі буде описаний один повний цикл програми для обчислення значення ЧСС (пульсу).

Спочатку ми завантажуюмо необхідні бібліотеки для роботи. Далі відбувається прийом вхідного сигналу з датчику. Важливо, щоб користувач знаходився у стані спокою.

Після мікроконтролер виробляє аналого-цифрові перетворення для подальшої математичної обробки сигналу.

Потім відбувається усереднення сигналу для створення першого порогового значення.

Далі додаємо усереднене значення сигналу 20, для створення другого порогового значення. Ці 2 сигнали разом формують гістерезис, який необхідний для захисту від помилкових спрацьовувань. Гістерезис служить для визначення максимальних пульсацій, які відповідають ударам серця.

Далі ми підраховуємо період між піками пульсації (ударами серця), він необхідний для обчислення ЧСС.

Обчислюємо ЧСС поділивши хвилину на період, отриманий в попередній операції:

$$\text{ЧСС} = 60 / (R-R)$$

де R-R – період між піками пульсацій.

Записуємо ЧСС в масив даних.

Далі виробляємо медіанну фільтрацію з попередніх отриманих значень ЧСС. Алгоритм медіанної фільтрації схожий на алгоритм ковзної медіани, який описується формулою:

$$X_i = \text{med}(x_{i+1}, x_i, x_{i-1}), \quad i=2, N$$

Це означає, що у вихідному масиві розглядаються послідовно k сусідніх відліків, а оцінкою X_i є середній відлік (рис. 3.1).

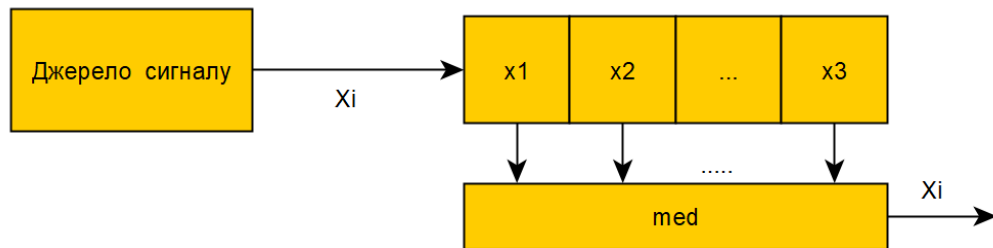


Рисунок 3.1 – Структурна схема медіанної фільтрації з довжиною «вікна» k , нечутливого до N збоїв.

Записуємо дані, отримані в результаті медіанної фільтрації в масив.

Розраховуємо середньоарифметичне значення ЧСС, з попередніх отриманих медіанних значень ЧСС. Якщо значення ЧСС менше 40 або більше 200 виводимо повідомлення про помилку на графічний дисплей. Повертаємося до нових отриманими значеннями ЧСС. Якщо значення ЧСС від 41 до 199 виводимо результат на графічний дисплей. На цьому цикл закінчується.

На рисунку 3.2 наведена блок-схема описаного алгоритму програми.

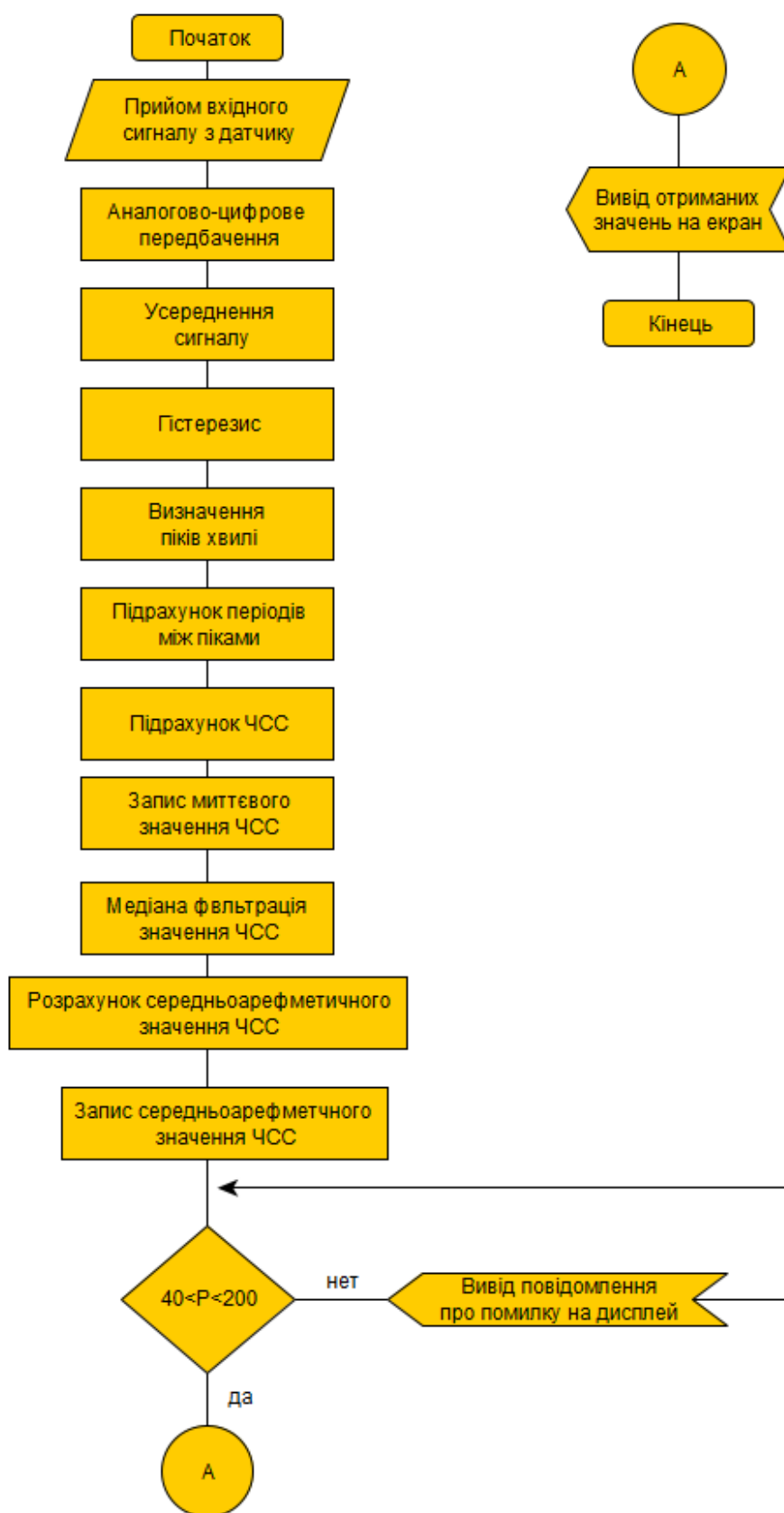


Рисунок 3.2 – Блок-схема алгоритму програми

3.2 Складання схеми на макетній платі

Для перевірки працездатності розробленого пристрою, і подальших доробок, була обрана відлагоджувальна плата Arduino Uno R3. На ній встановлено такий же мікроконтролер, що і передбачався для інсталяції на готовий пристрій. Відлагоджувальна плата Arduino Uno R3 зручна тим, що є можливість скористатися готовими бібліотеками для реалізації таких функцій, як вивід інформації на графічний дисплей.

Для збірки аналогової схеми була використана безпайна макетна плата. OLED дисплей з'єднується з МК за допомогою інтерфейсу I2C. Для підключення будуть задіяні A4, A5, підключення до GND і VDD відбувається за допомогою підтягаючих резисторів номіналом 10 кОм. Схема підключення зображена на рисунку 3.3.

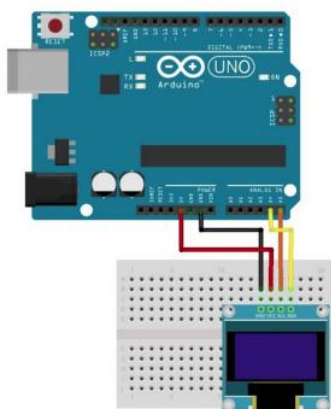


Рисунок 3.3 – Схема підключення дисплея до плати

Оскільки не було можливості зробити плату було прийнято рішення скористатися готовим датчиком пульсу, який розроблено на основі того ж методу. Головним критерієм при виборі був світловий спектр світлодіода. Датчик так само має 3 виведення: живлення, «заземлення» і сигнальний провід. Зображення датчика представлено на рисунку 3.4.

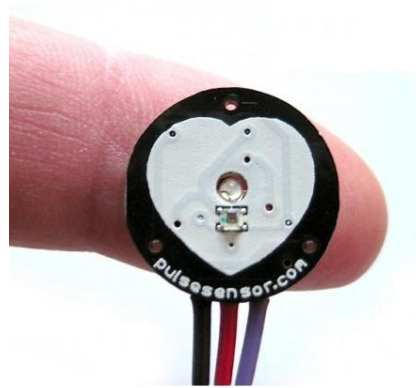


Рисунок 3.4 – Датчик пульсу

В результаті збирання вийшов наступний макет. Фотографія макета представлена на рисунку 3.5.

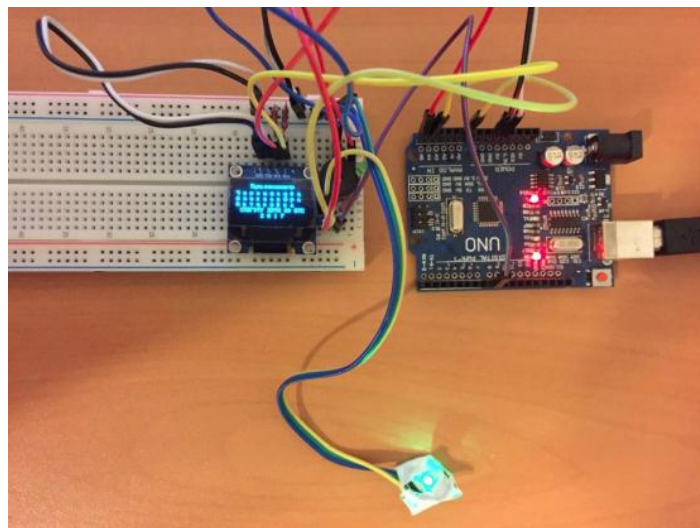


Рисунок 3.5 – Макет пристрою

3.3 Обробка результатів вимірювань

Після обробки АЦП отримуємо сигнал пульсової хвилі, показаний на рисунку 3.6.

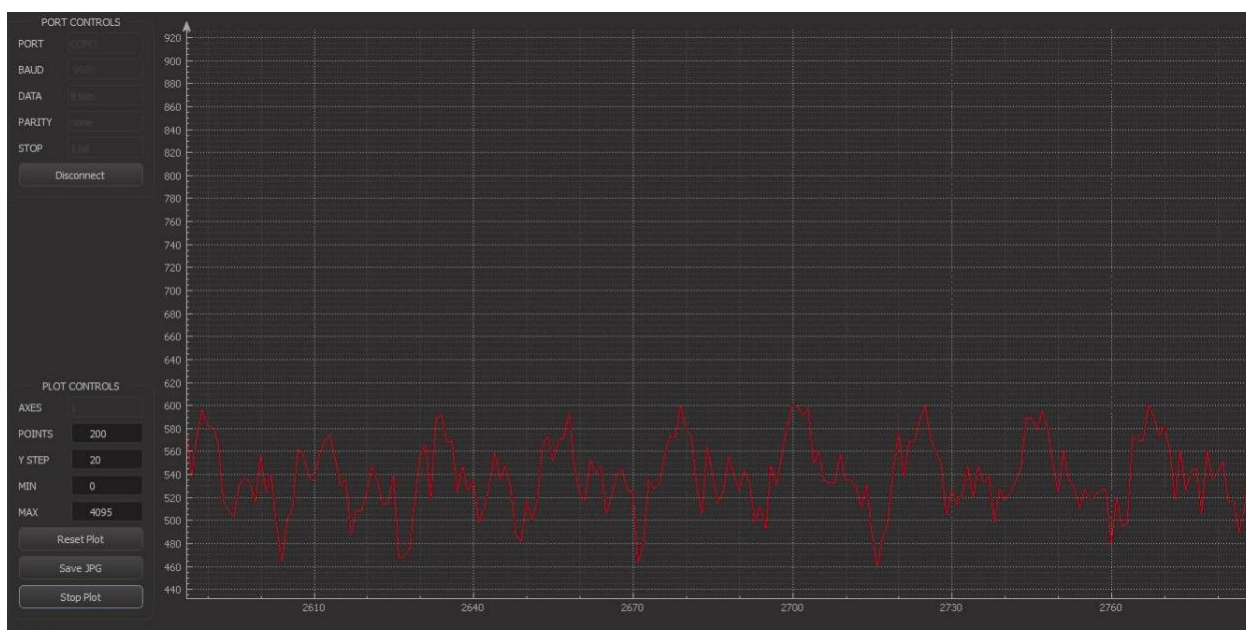


Рисунок 3.6 – Отриманий сигнал пульсової хвилі

Для того щоб детектувати удари серця необхідно встановити пороговий рівень, після перетину якого можна детектувати пульс. Для його реалізації необхідно обчислити середнє арифметичне значення сигналу. Графік сигналу і його середньоарифметичне значення наведені на рисунку 3.7.



Рисунок 3.7 – Сигнал та його середньоарифметичне значення

Як видно з отриманого графіка в деяких місцях середньоарифметичне значення близько підходить до дикротичного зубця. Отже, для безпомилкового детектування необхідно ввести другий поріг. В результаті отримуємо гістерезис.

Графік з обома граничними значеннями зображений на рисунку 3.8.

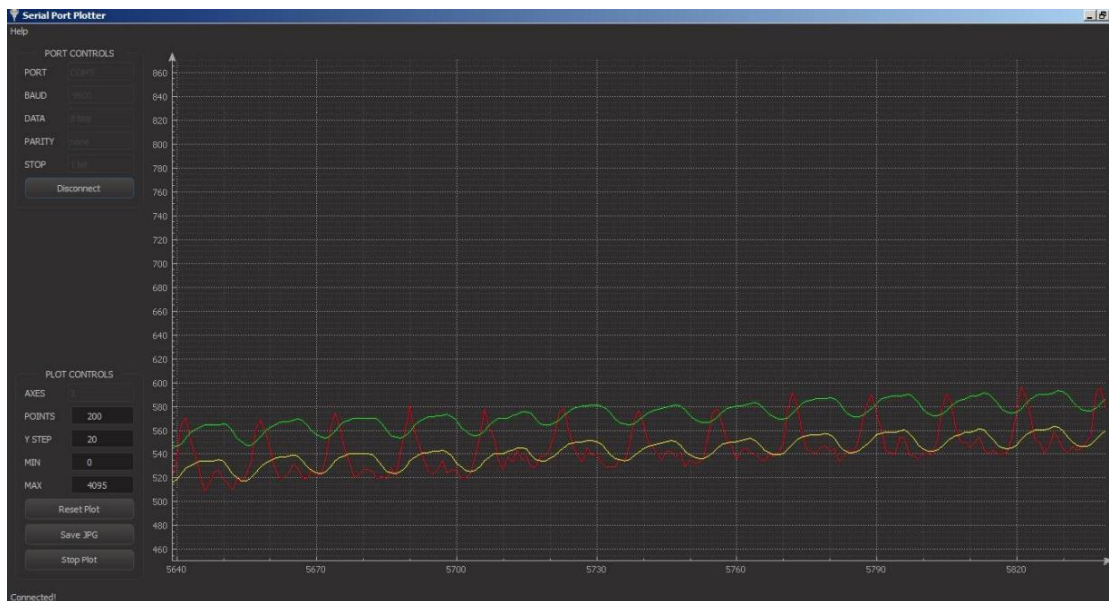


Рисунок 3.8 – Гістерезис

Для обчислення значення піків ми задаємо умову, що піком будемо вважати той відрізок, коли функція сигналу перетинає зверху вниз поспіль спочатку середньоарифметичне 20, далі середньоарифметичну функцію.

Далі ми підраховуємо інтервали між піками. Від отриманого значення періоду, обчислюємо частоту. Це і буде потрібна величина. Після цього створюється масив і використовуємо медіанний фільтр для того щоб відкинути значення, які різко вибиваються із загального ряду.

Далі обчислюємо середнє арифметичне значення з медіанного масиву. Після виводимо всю отриману інформацію на екран. Фотографія приладу в дії на рисунку 3.9.

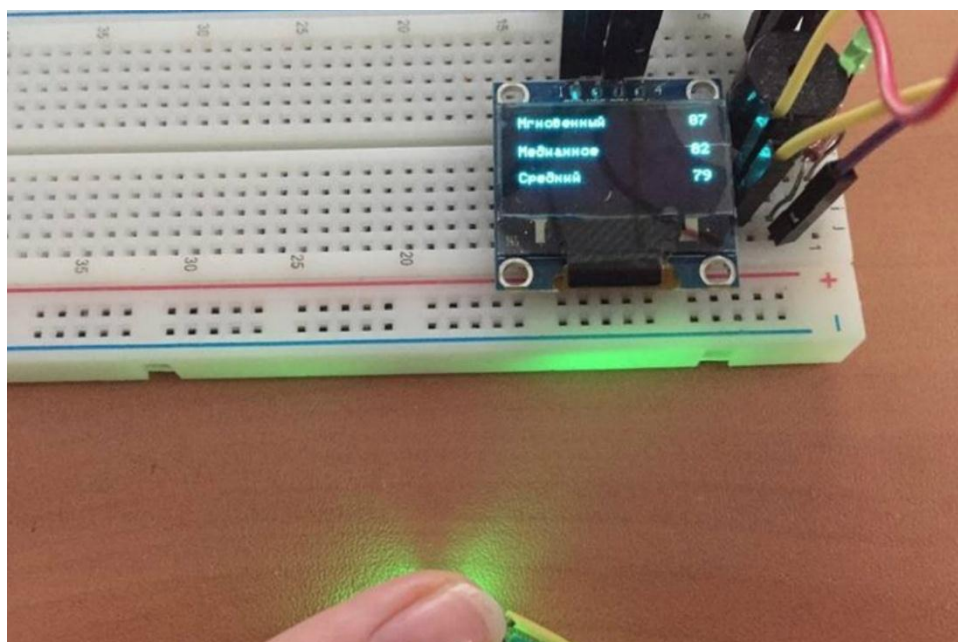


Рисунок 3.9 – Результат вимірювання пульсу

Так само в приладі передбачена можливість виведення графіку сигналу на дисплей, що зображено на рисунку 3.10.

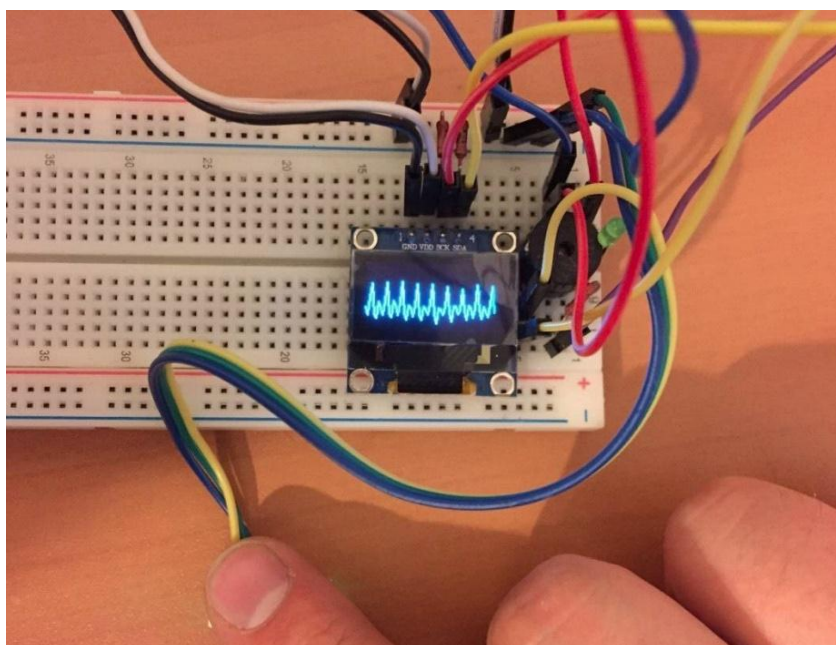


Рисунок 3.10 – Вивід графіка на дисплей

У разі появи абсолютно аномальних значень пульсу менше 40 ударів і більше 220, на екран виводиться повідомлення про помилку. Швидше за все, це пов'язано з неправильним положенням пальця по відношенню до датчика пульсу. Повідомлення представлено на рисунку 3.11.



Рисунок 3.12 – Повідомлення про помилку

3.4 Трасування друкованої плати

На підставі повної принципової схеми розроблювального пристрою, в програмному середовищі Circuit Maker було проведено трасування друкованої плати (рис. 3.13).

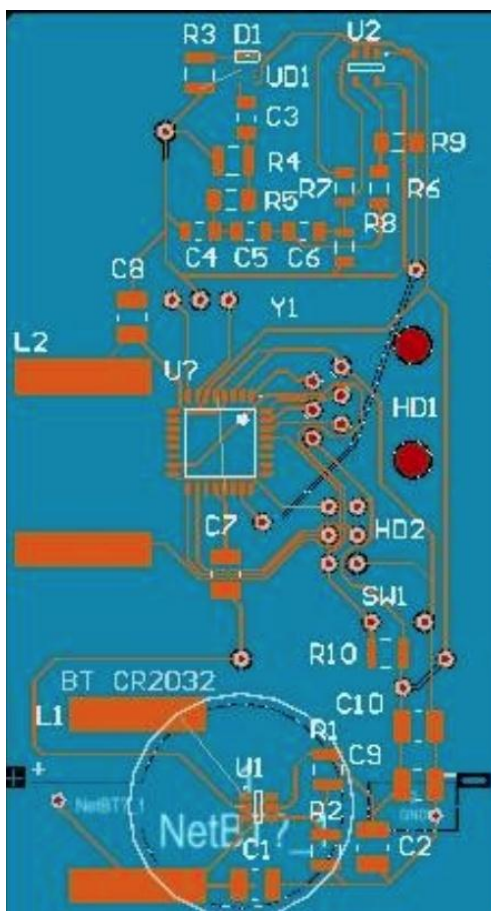


Рисунок 3.13 – Розведена друкована плата

3.5 Висновок до розділу 3

У розділі 3 ми зібрали прототип пульсометра на макетній платі. Була проведена перевірка працездатності пристрою, зняті вимірювання. За допомогою програми Serial Port Plotter були отримані графіки сигналу і його середньоарифметичні значення.

Підводячи підсумок випробувань макета, можна сказати, що компоненти підібрані правильно, а сам пристрій працює вірно. Отже, можна зробити трасування друкованої плати, що і було зроблено в програмі Circuit Maker.

4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

У випускний кваліфікаційній роботі розглянуто існуючий метод визначення частоти серцевих скорочень, заснований на методі фотоплетизмографії, який ліг в основу розробки.

4.1. Ідея даного проекту, ринок та стейкхолдери

Метою даного проекту біло розробити бездротовий компактний пульсометр. Більш детально ідею проекту розглянуто в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї безпроводного пульсометру

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для споживачів (користувачів)
Створити компактний доступний у використанні прилад для вимірювання серцевого ритму (пульсу) задля швидкого моніторингу стану здоров'я для подальшого лікування	Лікарні	Швидко оцінити стан здоров'я, у ситуаціях, які вимагають миттєвих рішень
	Тренажерні зали	Самостійно слідкувати за станом здоров'я, щоб не перевантажувати організм надскладними вправами
	Будинок пристарілих	Самостійно вимірювати та слідкувати за пульсом, у разі чого вчасно звернутися за допомогою медичних працівників.
	Санаторії	В санаторіях перебувають зазвичай на відпочинку, для швидкого контролю за станом здоров'я буде доречно використовувати таких пульсометр

Як бачимо, потенційний ринок клієнтів дуже великий. Зацікавлених у придбанні такого пристрою можна знайти у будь-якій сфері суспільства. Проте слід враховувати, що ринок сьогодення перенаповнений схожими пристроями, тому конкуренція присутня. Розглянемо попередню характеристику потенційного ринку (табл.4.2).

Таблиця 4.2 – Попередня характеристика потенційного ринку

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Головні конкуренти	Пульсоксиметр Fingertip Pulse Oximeter AB-68 (Німеччина)
		Пульсоксиметр Pulse Oximeter (Китай)
		Пульсоксиметр MEDICA+ (Польща)
2.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Постійно зростає
3.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Важкість популяризувати новий прилад серед зарекомендованих популярних пристроїв.
4.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Прилад має бути функціональним.

Для визначення актуальності даного проекту, проведемо пошук потенційних клієнтів. В таблиці. 4.3. проведемо попередню характеристику потенційних клієнтів.

Таблиця 4.3 – Попередня характеристика потенційних клієнтів

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів (користувачів)
1.	Доступна ціна.	Студенти, пенсіонери, люди середнього достатку.	Різна вікова категорія людей.	Легкий у використанні прилад

Продовження таблиці 4.3.

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів (користувачів)
2.	Швидкодія	Пацієнти	Обмеженість в часі.	Швидке вимірювання пульсу для подальшого лікування.
3.	Доступний та зрозумілий інтерфейс приладу.	Похили люди	Складність використання надскладного пристрою	Простий алгоритм дії.
4.	Компактність пульсометру.		Габаритний пристрій складно використовувати будь де.	Бездротовий пристрій для вимірювання пульсу.

Аналіз середовища реалізації інноваційного проекту представлений в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – SWOT- аналіз безпроводного пульсометру

Сильні сторони :	Слабкі сторони :
– компактність; – портативність; – економічність; – простота у використанні; – швидкодія.	– незначна похибка у вимірюванні; – обмежений функціонал.
Можливості :	Загрози :
– використання будь де; – вимірювання пульсу якнайшвидше у екстремальних ситуаціях.	– придатний тільки для вимірювання пульсу; – неспроможність надати достовірні вимірювання на 100 %.

Далі потрібно розробити ринкову стратегію. Для початку потрібно визначити стратегію охоплення ринку, а саме опис цільових груп потенційних споживачів (табл.4.5).

Таблиця 4.5 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Пацієнти – люди, які вимагають точних вимірювань за короткий період часу, для подальшого лікування.	Серед багатого каталогу схожих продуктів, завжди можна зацікавити споживача функціоналом, в даному випадку, це мобільність пристрою, та його компактність.	Лікарні та госпіталі	Багато схожих моделей з таким же функціоналом.	Пристрій досить бюджетний, що виводить його в лідери на ринку.
2.	Студенти – люди, для яких компактність пристрою понад усе.	Цікавий інтерфейс та доступна ціна стануть головними важелями у виборі пульсометру.	Університет	–	–
3.	Пенсіонери – літні люди, для яких простота використання понад усе.	Простий пульсометр завжди буде в пріоритеті .	Аптеки	Багато приладів, які мають складний алгоритм використання.	Відсутність складних маніпуляцій для вимірювання пульсу.
Обрано такі цільові групи : Пацієнти та студенти.					

Для того щоб досягти успіху в просуванні даного продукту, потрібно визначити стейкхолдерів проекту.

В нашому випадку при розробці безпроводного пульсометру можна виділити споживачів (користувачів), а саме: пацієнти, пенсіонери та студенти.

Вони – зацікавлена сторона, на яку потрібно зважати, враховувати їх побажання та потреби.

Розглянемо основну карту стейкхолдерів (рис.4.1). На ній показано цільову аудиторію, інвесторів, та конкурентів, сильні сторони яких, потрібно враховувати при розробці пульсометра.



Рисунок 4.1 – Карта стейкхолдерів безпроводного пульсометр

При розробці даного безпроводного пульсометра інвестором погодився бути приватний діагностичний центр «Медлайф». Їх зацікавила ідея доступного портативного пульсометра, а тим паче у період пандемії таких пристрій має бути затребуваним.

4.2. Розрахунок собівартості проекту

Для розуміння доцільності та економічної вигідності проекту, потрібно розрахувати собівартість розроблюваного безпроводного пульсометру.

4.2.1 Визначення витрат на матеріали

Для початку визначимо витрати на матеріали (табл. 4.6).

Таблиця 4.6 – Визначення витрат на матеріали та обладнання

Матеріальні витрати	Одиниця виміру	Ціна за одиницю, грн	Кількість, од	Сума грн
1	2	3	4	6
Датчик пульсу для Arduino.	штука	74,5	1	74,5
OLED дисплей	штука	93,4	1	93,4
Дискова літієва батарея CR2032	штука	93	1	93
Мікроконтролер ATmega328	штука	198	1	198
Датчик освітлення APDS-9008.	штука	32	1	32
Світлодіод Kingbright KP-2012ZGC-E	штука	17	1	17
Плата Arduino Uno	штука	298	1	298
Разом	—	—	—	805.9

Визначимо транспортно-заготівельні витрати, вони складають 10 % від матеріальних витрат.

$$\text{Транспортно-заготівельні витрати} = 805,9 * 0.1 = 80,59 \text{ (грн)}$$

4.2.2 Розрахунок основної заробітної плати

Дані витрати розраховуються з урахуванням планового бюджету всіх задіяних працівників, які працюють над проектом.

Розрахунки представлені в таблиці 4.7.

Таблиця 4.7 – Розрахунок основної заробітної плати

Посада виконавця	Кількість, люд.	Місячний оклад, грн.	Середньоденна зарплата, грн.	Кількість днів роботи	Сума основної заробітної плати, грн.
Керівник проекту	1	9300	422,72	5	2113,6
Інженер-програміст	1	8000	363,63	20	7272,6
Економіст	1	9000	409,09	10	4090,9
Всього	4	-	-	35	13477,1

Заробітна плата основних виробничих працівників становить 13477,1грн.

4.2.3 Розрахунок додаткової заробітної плати

Додаткова заробітна плата розраховується в розмірі 25-30% основної заробітної плати працівників:

$$\text{ЗПд} = 13477,1 \cdot 0,25 = 3369,27 \text{ (грн).}$$

4.2.4 Розрахунок єдиного соціального внеску

Єдиний соціальний внесок розраховується в процентному відношенні до суми основної і додаткової зарплати відповідно до прописаного нормативу на підприємстві, де виконується проект.

$$\text{ЄСВ} = 0,22 \cdot (3369,27 + 13477,1) = 3706,20 \text{ (грн).}$$

До накладних витрат відносять все інші витрати, а саме витрати на канцелярію, утримання та експлуатація будівель, та ін.

Накладні витрати розраховуються пропорційно до основної заробітної плати виробничого персоналу (60-100%):

$$13477,1 * 0.6 = 8086,26 \text{ (грн)}$$

Інші витрати приймаються 1-2% від суми попередніх статей витрат.

На підставі всіх попередніх розрахунків складаємо кошторис вартості робіт, яка представлена в таблиці 4.8.

Таблиця 4.8 – Кошторис витрат

Калькуляційні статті	Витрати	
	у розрахунку на одиницю продукції, грн.	Структура, %
Обладнання та матеріали	886,49	-
Заробітна плата основних виробничих працівників	13477,1	-
Додаткова заробітна плата	3369,27	-
ЄСВ	3706,20	-
Виробнича собівартість	21439,06	71,57
Накладні витрати	8086,26	26,99
Інші витрати	426,65	0,99
Повна собівартість	29951,97	100

Зробивши дані розрахунки, визначивши потенційних зацікавлених клієнтів, можна зробити висновки, що розроблюваний безпроводний пульсометр є економічно вигідним та має бути затребуваним на ринку

сьогодення. Даний пристрій можна розглядати, як вітчизняна альтернатива зарубіжним пристроям.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5.1. Аналіз потенційних небезпек

Враховуючи те, що дипломна кваліфікаційна робота «Метод вимірювання серцевого ритму за допомогою безпроводного датчика» передбачає проведення досліджень та вимірювань в приміщенні, обладнаному персональними комп'ютерами(ПК) та іншими електронними приладами, далі будуть розглянуто заходи безпеки , виробничої санітарії, гігієни праці та пожежної безпеки для приміщення з електронним обладнанням.

Спираючись на аналіз технологічного процесу та обладнання, що використовується, згідно з ГОСТ 12.0.003-74 «Небезпечні та шкідливі виробничі фактори. Класифікація», з'являються небезпечні виробничі фактори, які впливають на працівників, можуть нанести шкоду та погіршити стан працівників або бути причиною травматизму. Робоче місце представляє собою набір різноманітної комп'ютерної техніки з візуальними дисплейними терміналами та периферійні пристрої. Небезпека у ході робіт буде присутньою при використанні джерел живлення, підключенні та відключенні приладів за допомогою вилок, розеток, перехідних пристроїв, подовжувачів.

Потенційні небезпеки, фізичного характеру:

- незадовільна організація робочого місця, пов'язана з недостатнім врахуванням вимог ергономіки, а саме з нерациональним розташуванням технологічного обладнання та засміченістю робочої зони при роботі з ПК та електронними приладами;
- ураження статичним струмом, що може призвести до нанесення неприємних відчуттів людиною та до спровокувати вихід з ладу приладів.

Потенційні небезпеки психофізіологічного характеру:

- зниження працездатності;

– надшвидка стомленість або велике психологічне навантаження може виникнути внаслідок розумового і емоційного навантаження, які відбулися через нехтування режимами праці і відпочинку.

Потенційні небезпеки санітарно-гігієнічного характеру:

– через незадовільний стан повітря у приміщенні та недостатню вентиляцію пил може осісти на легенях та на слизовій оболонці, це може призвести до алергії дихальних шляхів або органів зору;

– незадовільний рівень освітленості може спровокувати перевтому очей, що стане передумовою для погіршення зору;

– підвищений рівень шуму або вібрації може спровокувати погіршення слуху, а також розхитати нервову систему людини;

Потенційні небезпеки, пов'язані з порушеннями правил пожежної безпеки: коротке замикання або несправне застаріле електричне обладнання, що може спровокувати виникнення пожежі.

5.2 Заходи по забезпечення техніки безпеки

При роботі з ПК основним фактором небезпеки є ураження електричним струмом. Тому заходи безпеки були спрямовані в основному на уникнення ураження електричним струмом, а саме:

– організаційні заходи (проведення бесід з правил електробезпеки, переатестація персоналу на другу або третю групу з електробезпеки, згідно НПАОП 0.00-4.12-05 «Типове положення про порядок проведення навчання і перевірки знань з питань охорони праці»);

– технічні заходи (зважаючи на те, що електроживлення електрообладнання приміщення з ПК здійснюється від мережі змінного струму напругою 220 В і частотою 50 Гц. Відповідно до вимог «ПУЕ», електрообладнання в приміщенні з ПК, характеризується як електроустановки до 1000 В, тому відповідно до вимог глави 1.7 «ПУЕ»,

величина опору контуру захисного заземлення електрообладнання приміщення з ПК у будь-яку пору року не повинна бути більше ніж 4 Ом.

Відповідно до вимог директиви ЕС 90/270 ЕЕС, дотримані наступні норми :

- зображення чітке, текст читабельний;
- яскравість та контраст зображення можна власноруч відрегулювати.

Розрахунок захисного заземлення.

Потрібно розрахувати струм, який проходить крізь тіло людини, яка доторкнулась до зануленого корпусу приладу в момент замкнення, та допустимий час спрацювання захисту.

Вхідні данні :

$$U_{\phi}=220\text{В}, Z_{\text{н.п.}}=27_{\phi}, R_{\text{п}}= R_0; Z_{\text{т}}> 0, R_{\text{h}}=1000\text{Ом}.$$

Для початку визначимо струм, який проходить крізь тіло людини при повторному заземленні нульового дроту:

$$I_{\text{h}}= I_{\text{k}}Z_{\text{н.п}}R_{\text{п}}/ [(R_0+ R_{\text{п}}) R_{\text{h}}].$$

Або

$$I_{\text{h}}= [U_{\phi}/(Z_{\phi}+2Z_{\phi})]2Z_{\phi} [(R_{\text{п}}/ 2 R_{\text{п}}) 1/R_{\text{h}}] = U_{\phi}/ 3R_{\text{h}}.$$

Тобто

$$I_{\text{h}}= 220/3*1000 = 0,073 \text{ А} =73 \text{ мА}.$$

Далі визначимо допустимий час спрацювання захисту:

$$t =50/ I_{\text{h}}= 50/73 = 0.68 \text{ с}.$$

Визначимо для порівняння величину струму, який проходить крізь тіло людини при відсутності повторного заземлення ($R_{\pi} = 0$):

$$I_h = [U_{\phi} / (Z_{\phi} + 2Z_{\phi})] 2Z_{\phi} (1/R_h) = 2U_{\phi} / 3R_h = 2 \cdot 220 / 3 \cdot 1000 = 0,146 \text{ A} = 146 \text{ mA}$$

Для того щоб забезпечити безпеку в такому випадку, максимальний час роботи захисту має становити в 2 рази менше, тобто:

$$t = 50 / 146 = 0,34 \text{ с.}$$

5.3 Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці

Заходи стосовно забезпечення виробничої санітарії і гігієни праці відповідають вимогам Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу», МЮУ 06.05.2014 р. за № 472/25249.

Відповідно до ДБН В.2.5-67:2013. «Опалення, вентиляція та кондиціонування», в приміщенні встановлена вентиляція та очистка повітря.

Очищення повітря слугує захистом не тільки від негативного впливу на здоров'я, а й також не допускає потрапляння пилу до мікросхем, тим самим продовжуючи їм термін придатності. Вентиляція, охолодження і очищення повітря відбувається за допомогою побутових кондиціонерів.

Заходи з оздоровлення повітряного середовища плануються відповідно до значень оптимальних метеорологічних параметрів, встановлених ДНАОП 0.03-3.20-00. «Орієнтовно безпечні рівні дії (ОБУВ) шкідливих речовин у повітрі робочої зони» і санітарними нормами НПАОП 0.00-1.31-99. «Правила охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин» (табл. 5.1).

Таблиця 5.1 – Оптимальні значення метеорологічних параметрів

Назва параметра	Оптимальні значення
Температура	20-22°С в холодний період, 20-24°С в теплий період
Відносна вологість	40-60 %
Швидкість руху повітря	не більше 0,2 м/с в холодний період, не більше 0,3 м/с в теплий період

Дотримані вимоги до обладнання і організації робочих місць користувачів ПК, згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин». Робочі місця з відео-терміналами та ПК в приміщенні розташовані на відстані не менше ніж 1м один від одного, прохід між рядами становить не менше 1м.

Приміщення оснащено всіма необхідними засобами освітлення, згідно вимогам ДБН В.2.5-28-2018 «Природне і штучне освітлення»). Засобами освітлення слугують природне освітлення ,зі сторони вікна, та штучне, світлодіодні лампи.

Опираючись на вимоги до обладнання і організації робочих місць користувачів ПК, згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електроннообчислювальних машин», при роботі з ПК передбачено періодичні перерви, протягом 10-15хв.

У відповідності до «Гігієнічної класифікації праці», заборонено проводити більше ніж 40 годин у тиждень біля ПК. Саме тому ведеться облік відвідувачів, де записується час та дата відвідувань даного приміщення.

Працівники, які безпосередньо працюють з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ) електроннообчислювальних машин (ЕОМ) колективного користування та персональних ЕОМ, мають обов'язково проходити медичний огляд: по перше – перед влаштуванням на роботу і згодом – протягом всієї роботи (п. 6.1 розд. 6 ДСанПіН № 7).

Такі медичні огляди поводяться відповідно до вимог Порядку проведення медичних оглядів працівників певних категорій, затвердженого наказом МОЗ від 21.05.2007 р № 246.

Попередній медичний огляд відбувається при прийомі на роботу з метою:

- помітити професійні захворювання або отруєння, які з'явилися на попередніх роботах, або попередити виробничі і професійні захворювання;
- визначити фізичний та психічний стан здоров'я працівника і можливості виконання без погіршення стану здоров'я професійних обов'язків в умовах дії конкретних шкідливих та небезпечних факторів виробничого середовища та трудового процесу;

Періодичні медичні огляди проводяться задля: аналіз впливу шкідливих виробничих факторів на стан здоров'я працівників:

- своєчасного реагування та виявлення професійних захворювань або отруєнь на ранніх стадіях;
- вирішення питання щодо можливості працівника продовжувати працювати в умовах шкідливих та небезпечних для здоров'я;
- проведення різних оздоровчих та профілактичних заходів.

Повторні медичні огляди мають проводитися раз надвараки комісією лікарів, а саме терапевтом, офтальмологом та невропатологом.

Заклади державної санітарної та епідеміологічної служби щорічно за проханням роботодавця або його представника під керівництвом представника первинної профспілкової організації обирають категорії робітників, які підлягають попередньому (періодичному) медичному огляду і до 1 грудня підписують Акт визначення категорій працівників, які мають пройти попередній (періодичний) медичний огляд за формою, прописаною в додатку 1 до Порядку № 246.

5.4 Заходи безпеки у надзвичайних ситуаціях

5.4. 1.Заходи з пожежної безпеки

Заходи з пожежної безпеки націлені на збереження безпеки працівників, недопускання пожежі, зменшення її розповсюдження, надання сприятливих умов для успішного та швидкого гасіння пожежі.

Дане приміщення відноситься до категорії «D» по пожежної безпеки згідно НАПБ А.01.001-2004 «Правила пожежної безпеки України».

Відповідно до категорії виробництва з пожежної небезпеки і вимог ДБН В.1.1-7:2016«Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги», вогнестійкості приміщення становить III ступінь.

Було встановлено тип та обчислено потрібну кількість первинних засобів пожежогасіння (згідно із ДБН В.1.1.7-2002 «Захист від пожежі. Пожежна безпека об'єктів будівництва») – для адміністративного приміщення площею 31,5 м² слід використовувати 2 порошкових вогнегасники типу ВП-5 (НАПБ Б.03.002-2007 «Норми визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою». ДБН В.1.1.7-2002 «Пожежна безпека об'єктів будівництва»). Додатково встановили системи автоматичної пожежної сигналізації для виявлення пожежі та оповіщення працівників.

Для запобігання виникненню пожежі були проведені наступні заходи :

- від окремих електрообладнання від легкозаймистих або застосовувати спеціальні меблі для робочого місця;
- зберігання в окреме пожароізольоване приміщення або сейфи легкозаймистих носіїв інформації (дискети, диски), а також твердих копій (роздруківок), архівних документів (нормативно-технічної документації), які не потрібні в даний момент (фарбувальні 85 стрічки, картриджі тощо), а також рідин, які містять спирт;

- у разі короткого замикання, на силовому обладнанні, силових та освітлювальних колах, згідно вимог пункту 3.1 «ПУЕ», встановлені захисні пристрої, що вимикають джерело живлення від ділянки електричного кола;

- відповідно до вимог ДБН В.2.5-56:2014 «Системи протипожежного захисту», в приміщенні, обладнаному електрообладнанням, встановлена система пожежної та охоронної сигналізації «Сигнал-ВК6», сигналізує появу теплових та димових ознак пожежі та виявляє місця виникнення пожежі з точністю до місця розміщення датчика.

Засоби протипожежного захисту лишалися у справному стані. Усі працівники були проінструктовані щодо пожежної безпеки, щоб вони вміли користуватися вогнегасниками та іншими первинними засобами пожежогасіння, щоб знали де саме вони знаходяться. Відстань від найвіддаленішого місця в офісному приміщенні до найближчого вогнегасника становить 4 м.

Отже, охорона праці забезпечує безпеку та допустимі умови праці при роботі з ПК і електрообладнанням.

5.4.2 Заходи з цивільного захисту

Заходи з цивільного захисту відповідають «Кодексу цивільного захисту України» на основі знань, набутих в процесі занять в університеті та в період переддипломної практики.

Індивідуальні способи захисту передбачають застосування засобів індивідуального захисту органів дихання, шкіри, а також медичних засобів захисту.

Засоби індивідуального захисту (ЗІЗ) потрібні для уникнення потрапляння до організму людини, а також його одяг отруйних речовин (ОР), радіоактивних речовин (РР), отруйних речовин (ДОР) та біологічних засобів (БЗ) ураження.

До ЗІЗ входять засоби захисту дихання та засоби захисту шкіри. За принципом захисту ЗІЗ поділяють на фільтруючі та ізолюючі.

Засоби захисту органів дихання включають фільтруючі, ізолюючі протигази, респіратори, протипилові тканинні та ватно-марлеві пов'язки. Вони служать захистом органів дихання, обличчя та слизові від потрапляння шкідливих сполук та бактеріальних сполук.

Для забезпечення захисту органів дихання, ЗІЗ мають відповідати наступним вимогам:

- забезпечувати низьку опірність диханню задля зменшення втоми;
- забезпечувати чистим повітрям;
- швидко та легко збиратися та розбиратися;
- дозволяти працювати в місцях, де обмежений доступ повітря;
- мати клапан з низьким рівнем шуму, аби не відволікав користувача.

Принцип захисту дії фільтруючого протигазу заключається в очищенні повітря, що потрапляє до легень. Фільтруючі протигази вважаються основними та найбільш популярними засобами захисту легень.

Ізолюючі протигази зазвичай використовуються для захисту органів дихання, обличчя та слизових від шкідливих сумішей незалежно від їхніх властивостей та концентрацій, а також для забезпечення вільного дихання при нестачі кисню в повітрі.

До ізолюючих протигазів відносять: ІП-46, ІП-46М, ІП-4, ІП-5.

Захисна дія ізолюючого протигазу триває обмежений час, тому при його використанні потрібно пам'ятати про наступні речі:

- характер роботи, який виконується;
- температура навколишнього середовища;
- індивідуальні характеристики людини, а саме її кваліфікованість, характер дихання.

Респіратор використовують у середовищах, забруднених радіоактивного пилу.

Респіратор захищає дихальні шляхи за допомогою фільтра та поліуретану. Повітря, проходячи крізь них, очищується та потряпляє до легень. При видиху, повітря проходить через клапани для видиху.

Найпростішим засобом захисту дихальних шляхів вважається тканеві маски та ватно-марлеві пов'язки.

Засоби захисту шкіри захищають одяг, взуття від впливу радіоактивних речовин, запалюваних речовин та світлового випромінювання.

Засоби захисту шкіри поділяють на: загальновійськові, підручні та спеціальні.

Загальновійськові засоби включають в себе: загальновійськовий захисний костюм (ЗКЗК), загальновійськовий захисний комплект (ЗЗК) та імпregноване обмундирування.

Захисний одяг слід застосовувати при роботі з ОР, СДОР та на зараженій місцевості. До таких заходів належать захисний костюм Л-1 і захисні комплекти ЗК-1, ЗК-2, ЗК-3.

Засоби медичного захисту застосовують для профілактики і надання допомоги, захищають від впливу радіоактивних, отруйних речовин та бактеріальних засобів.

Засоби індивідуального медичного захисту включають радіозахисні препарати (радіопротектори), засоби захисту від впливу отруйних речовин (антидоти) та протибактеріальні засоби (антибіотики, вакцини).

При першій допомозі застосовують санітарні сумки та медичні аптечки.

Згідно наказу МВС України «Про затвердження Примірного положення про формування цивільного захисту» від 31.01.2015 № 113, аптечка індивідуального захисту містить засоби захисту, самопомоги та взаємодопомоги при пораненнях, опіках, для захисту від отруйних речовин та іонізуючих випромінювань.

ВИСНОВКИ

Для написання випускної кваліфікаційної роботи був проведений літературний огляд існуючих методів вимірювання пульсу. Внаслідок вивчення даного питання, склалася повна картина уявлення про ці методи.

В результаті порівняльного аналізу було вирішено зупинитися на методі рефракції пульсометрії. Після аналізу пульсометрів з'явилися вимоги щодо розроблюваного пристрою.

Була визначена структурна схема приладу. Далі були зроблені розрахунки і отримана аналогова схема пристрою. На підставі розрахунків проводився вибір елементної бази, в якому були підібрані всі необхідні компоненти.

На жаль, не виявилось можливим зробити плату. Однак, макет пристрою був створений на безпаяній макетній платі. В якості датчика пульсу був обраний готовий модуль. Во-перше, це було необхідно для отримання сигналу і ознайомлення з ним, а по-друге, для створення і налагодження програми, оброблюваний сигнал.

Розроблений макет приладу зміг виміряти миттєве пульсове значення, медіанне пульсове значення, середнє пульсовий значення, а також вивести графік отриманого сигналу пульсової хвилі на дисплей в режимі реального часу.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Федотов А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, А.С. Акулов – М.: Радио и связь, 2013. – 248 с.
2. Малиновський О.Л. Навчально-методичний посібник з використання пальцевої фото плетизмографії [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>
3. Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания пульсоксиметр, капнография, оксиметрия [Текст] / И.А. Шурыгин – СПб.: Невский Диалект, 2000. – 301 с.
4. Петерсен Дж. Развитие пульсоксиметрии [Текст] / Дж. Петерсен – М.: Наука, 1986. – 170с.
5. Коган Л.М. Червоне і інфрачервоне випромінювачі з підвищеним квантовим виходом для оксиметрії / Л.М. Коган і ін. // Медичне устаткування, 1992. – № 5. – С.21-25.
6. Волков В.Ф. Принципи та алгоритми визначення оксигенації крові за вимірюваннями пульсоксиметра / В.Ф. Волков і ін. // Медичне устаткування, 1993. – № 1. – С.16-21.
7. Ackerman S. Knowing Your Pulse Oximetry Monitors / S. Ackerman // Weith. Medical Electronics, 1995. – № 1. – P. 82-86.
8. Антонов А.Г. Сучасна респіраторна терапія у недоношених немовлят в критичному стані. / А.Г. Антонов, О.В. Іонов, О.А. Борисевич та ін. // Педіатрія, 2011. – №1. С.12-14.
9. Калакутский Л.И. Пульсоксиметрический датчик для диагностики состояния внутриутробного плода во время родов [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис, Ю.М. Родкина. – М: Медицина, 2005. – С.50-51.
10. SMD светодиоды [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://kingbright.ru/products/15-top-emitting-chip-smd-led/2941-kp-1608zgc-e>

11. Волков В.Л. Підвищення достовірності та точності пульсоксиметрії за допомогою вбудованої експертної системи / В.Л. Волков // Медична техніка, 1993. – № 3. – С.14-18.
12. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Пер. з англ. під ред. А.П. Немірко – М.: Физматлит, 2007. – С.440.
13. Каков С.В. Пульсоксиметрія / С.В. Каков, В.П. Мулер // Вісник нових медичних технологій, 2006. – №1. – С.171-173.

ДОДАТОК А

Принципова схема приладу

