

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 ВИМІРЮВАННЯ ПОКАЗНИКІВ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ ЗА
ДОПОМОГУЮ МІКРОПРОЦЕСОРНОЇ СИСТЕМИ НА БАЗІ STM32

Виконав: студент 6 курсу, групи РТЗ-229м
спеціальність 172 «Телекомунікації та
радіотехніка»
(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація)
«Телемедичні та біомедичні системи»
Чистенко Станіслав Вікторович
(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 радіоелектроніки, 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
 Морицавка С.В.
 «___» грудня 2020 року

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

Чистенка Станіслава Вікторовича
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Вимірювання показників пульсоксиметрії за допомогою мікропроцесорної системи на базі STM32
 керівник проекту (роботи) Морицавка 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 №__

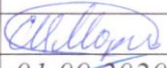
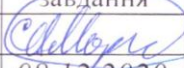
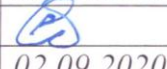
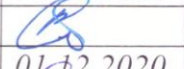
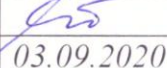
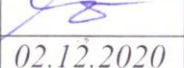
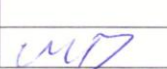
2. Строк подання студентом проекту (роботи) 17 грудня 2020 року

3. Вихідні дані до проекту (роботи) : Прилад для вимірювання показників пульсоксиметрії реєструє дані частоти серцевих скорочень, сатурації. Дані повинні виводитися на дисплей приладу, при цьому пристрій повинен забезпечувати тривалу автономну роботу від вбудованого акумулятора. Прилад розроблений на сучасній елементній базі.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Актуальність роботи та постановка задач. Аналіз методів пульсоксиметрії та джерел похибок вимірювань. Оцінка актуальності даного приладу.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Схема структурна, схема принципова, схема підключення, схема алгоритмів. UML-діаграма функціонування пристрою.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	приймав виконане завдання
1-3	Морицавка 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	

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

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1.	Актуальність роботи та постановка задач на її виконання	3-й тиждень	виконано
2.	Аналіз методів пульсоксиметрії	4-й тиждень	виконано
3.	Побудова структурної схеми пристрою	6-й тиждень	виконано
4.	Розробка принципової схеми	7-й тиждень	виконано
5.	Розробка друкованої плати	11-й тиждень	виконано
6.	Розробка програмного забезпечення	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, антіплагіату, оформлення дублінського ядра	15-й тиждень	виконано

Студент(ка)

 (підпис)  (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)
(підпис)

 (підпис)  (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

ПЗ: 104 сторінки, 35 рисунків, 12 таблиць, 20 джерел, 1 додаток

Об'єкт розробки – пристрій пульсоксиметрії на базі мікропроцесору STM32.

Предмет розробки – принципи побудови пульсоксиметрів на базі мікропроцесора.

Метою роботи є створення проекту пристрою цифрової пульсоксиметрії на базі мікропроцесора STM32.

У першому розділі детально розкриваються принципи функціонування пульсоксиметрів, методи розрахунку сатурації крові киснем, оглянуті проблеми точності вимірювання методом пульсоксиметрії. Розглянуто технічне завдання.

У другому розділі наводиться розробка апаратної частини пристрою цифрової пульсоксиметрії, в якій проектуються основні функціональні блоки пристрою.

Третій розділ містить інформацію про програмне забезпечення, що використовуються в проекті.

Наводяться економічні розрахунки економічної ефективності проекту.

Наприкінці наведено відомості з охорони праці та безпеки у надзвичайних ситуаціях.

STM32, SPO2, САТУРАЦІЯ КРОВІ КИСНЕМ, ПУЛЬСОКСИМЕТР, ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМА, МІКРОПРОЦЕСОР, PROTEUS, TRUESTUDIO

ЗМІСТ

ВСТУП	7
1 АНАЛІЗ МЕТОДУ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ	8
1.1 Метод пульсоксиметрії.....	8
1.1.1 Теоретичний базис методу пульсоксиметрії.....	8
1.1.2 Проблема точності вимірювання	13
1.1.3 Різновиди датчиків пульсоксиметра	16
1.2 Огляд аналогів	18
1.3 Постановка задачі розробки.....	23
2 РОЗРОБКА АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ	24
2.1 Розробка структурної схеми пристрою	24
2.2 Розробка схеми принципової та вибір елементної бази.....	24
2.3 Блок обробки сигналу	26
2.3.1 Підсилювач сигналу фотодіоду	26
2.3.2 Блок фільтрації	29
2.4 Драйвер світлодіодів.....	33
2.5 Цифрова частина	34
2.6 Контролер зарядки та живлення.....	39
2.7 Розробка друкованої плати	44
3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ	47
3.1 Алгоритм функціонування програми.....	47
3.2 Програмні засоби STMicroelectronics	50
3.2.1 Використання STM32CubeMX	52
3.2.2 Використання Atollic TrueSTUDIO.....	58
4 КЕРІВНИЦТВО КОРИСТУВАЧА	59
4.1 Порядок застосування.....	60
4.2 Застереження при використанні	61
5 ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ РОБОТИ.....	62
5.1 Ідея проекту та стейкхолдери	62
5.2 Визначення витрат на розробку і проектування	66

5.2.1	Визначення вартості на витратні матеріали.....	66
5.2.2	Розрахунок основної заробітної плати	67
5.2.3	Розрахунок додаткової заробітної плати	67
5.2.4	Розрахунок єдиного соціального внеску	67
5.2.5	Розрахунок витрат на спеціальне устаткування	68
5.2.6	Розрахунок накладних витрат.....	71
5.3	Визначення економічної ефективності проекту	72
6	ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКАУ НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	74
6.1	Аналіз потенційних небезпек	74
6.2	Заходи щодо забезпечення безпеки.....	76
6.3	Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці.....	78
6.4	Заходи з пожежної безпеки	82
6.5	Заходи щодо забезпечення безпеки в надзвичайних ситуаціях	83
	ВИСНОВКИ.....	89
	ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	90
	ДОДАТОК А.....	93

ВСТУП

Пульсоксиметрія (SpO_2) – простий, неінвазивний метод моніторингу за станом пацієнта, який може використовуватися в різних умовах, у тому числі і там, де можливості охорони здоров'я значимо обмежені.

Даний метод дозволяє виміряти насичення гемоглобіну (Hb) артеріальної крові киснем (HbO_2) за допомогою спеціального датчика, що прикріплюється до пацієнта. Пульсоксиметр дозволяє виявити гіпоксію ще до того, як у пацієнта з'явиться помітний ціаноз.

Спостереження за SpO_2 дає інформацію, як про серцево-судинну, так і про респіраторну системи, і надає детальну інформацію про перенесення кисню в крові. Цей вид моніторингу є розумним вибором, оскільки він дозволяє оцінити кілька життєво важливих показників.

На сьогоднішній день пульсоксиметрія є стандартним компонентом периопераційного моніторингу і дає анестезіологу інформацію про стан дихальної та серцево-судинної систем пацієнта. Починаючи з успішного впровадження в операційних, відділеннях інтенсивної терапії і блоках після наркозного спостереження, пульсоксиметрія поширилася за їх межі – в загальні палати лікарень, палати інтенсивної терапії та місця проведення інтервенційних процедур (радіологія, ендоскопія). В даний час пульсоксиметрія, завдяки своїй простоті і практично миттєвому отриманню результатів, набула широкого поширення як в реанімаційній, так і в діагностичній медичній практиці. Пульсоксиметри не позбавлені обмежень – можливі труднощі з використанням, ненавмисне неправильне застосування і нанесення шкоди пацієнту.

1 АНАЛІЗ МЕТОДУ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ

1.1 Метод пульсоксиметрії

У 1972 році Такуо Аоягі, інженер японської корпорації Nihon Kohden, який вивчав неінвазивний метод вимірювання серцевого викиду, виявив, що за коливаннями абсорбції світла, викликані пульсацією артерійол, можна розрахувати оксигенацію саме артеріальної крові. Перший пульсоксиметр (модель OLV-5100), випущений корпорацією Nihon Kohden в 1975 році. Цей прилад не потребував калібрування, але в якості джерела світла в ньому використовувалася складна система ламп та світлофільтрів. Особливого успіху на ринку він не мав, однак через кілька років американськими дослідниками був доопрацьований принцип роботи приладу компанії Nihon Kohden. В якості джерела світлового випромінювання замість складної системи світлофільтрів та ламп застосували інноваційні, на той час, кремнієві світлодіоди. Поєднуючи мініатюрність, надійність, наднизьке споживання енергії зі здатністю давати дуже яскраве випромінювання у вузькому спектрі, вони ідеально підходили для цього завдання.

Основними параметрами, які дозволяє відстежити пульсоксиметрія, є:

- сатурація крові киснем;
- частота серцевих скорочень;
- індекс перфузії (відображає силу сигналу артеріального пульсу).

1.1.1 Теоретичний базис методу пульсоксиметрії

В основі методу лежить спектрофотометрія, тобто диференціація молекул по спектру поглинання світла. Гемоглобін, молекула якого пов'язана

з молекулами кисню, інакше поглинає світлові хвилі певної частоти, ніж гемоглобін, який з молекулами кисню не пов'язаний.

Гемоглобін – загальна назва білків крові, що містяться в еритроцитах і складаються з чотирьох ланцюжків безбарвного білка глобіну, кожна з яких включає одну групу гема. Різновиди гемоглобіну мають власні назви і позначення (фетальний Hb, MetHb та ін.).

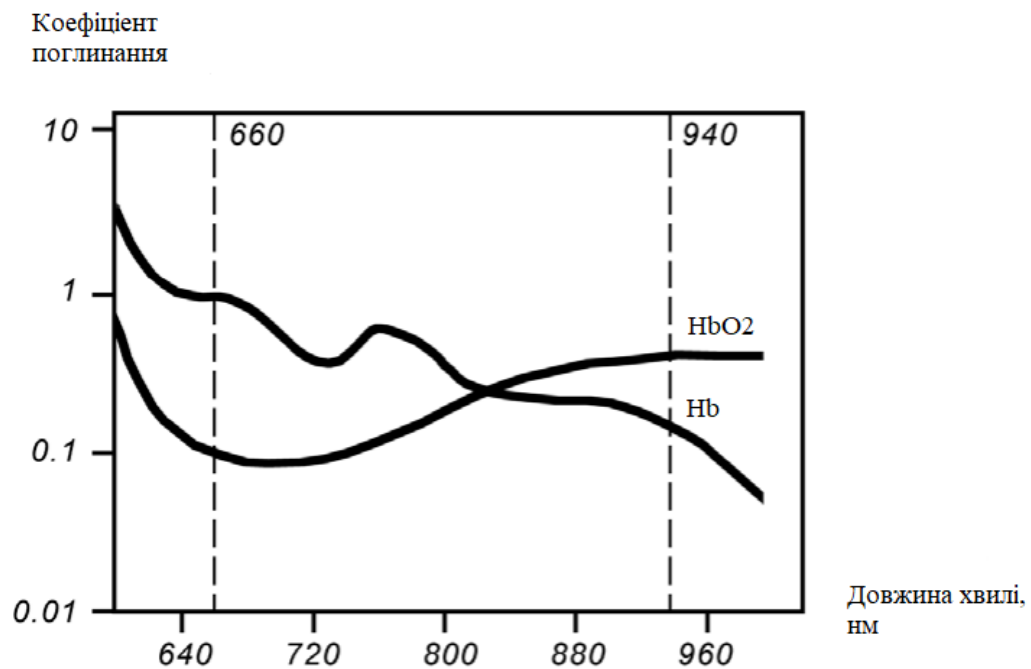
Оксигемоглобін – повністю окисенований (насичений киснем) гемоглобін, кожна молекула якого містить чотири молекули кисню (O_2). Він позначається як HbO₂ і має зовсім інший спектр поглинання світлового випромінювання.

Дезоксигемоглобін – гемоглобін, який не містить кисню. Називається також відновленим, або редукований, гемоглобіном і позначається Hb.

Тканини, через які проходять обидва світлових потоку, є невибірковою фільтром і рівномірно послаблюють випромінювання обох світлодіодів. Ступінь послаблення залежить від товщини тканин, наявності шкірного пігменту, лаку для нігтів і інших перешкод на шляху світла. Товщина цього біологічного фільтра в кожному випадку індивідуальна, але при стабільному положенні датчика практично постійна. Вона легко враховується пульсоксиметром, який налаштовує інтенсивність випромінювання світлодіодів, щоб світло що випромінюється могло в достатній кількості проникати крізь товщу тканин. Однак при русі хворого або зміщенні датчика відстань між світлодіодами та фотодетектором змінюється, що призводить до появи артефактів.

Гемоглобін ж, на відміну від тканин, це кольоровий фільтр, причому, на колір фільтра впливає ступінь насичення гемоглобіну киснем. Дезоксигемоглобін, що має темно-вишневий колір, інтенсивно поглинає червоне світло і слабо затримує інфрачервоне світло. А ось оксигемоглобін добре розсіює червоне світло і має червоний колір, але інтенсивно поглинає інфрачервоне випромінювання. Спектри абсорбції світла Hb і HbO₂ добре показані на рисунку 1.1.

Поглинання світла безпосередньо залежить від довжини шляху і концентрації речовини. Через роботу серця ці параметри постійно змінюються. Якщо розглянути одиночний удар серця, який накачує кров із серця в судини, він є причиною розширення судин, створюючи місце для більшої кількості крові, тим самим збільшуючи поглинання світлового потоку. При кожному ударі серця відбувається зменшення амплітуди вихідного сигналу з датчика. В артеріальних судинах змінюється концентрація дезоксигемоглобіна і оксигемоглобіну. Кров, яка надходить від серця насичена оксигемоглобіном, відповідно після удару серця, його концентрація максимальна. В інтервалі між ударами відбувається обмінний процес, в результаті якого утворюється дезоксигемоглобін.



Рисунук 1.1 – Спектрограма поглинання світлового потоку гемоглобіном крові

Співвідношення величин двох світлових потоків, які пройшли через цей фільтр, залежить від концентрації окси і дезоксигемоглобіна в крові. Сигнал, що зчитується з датчика – пропорційний абсорбції випромінювання,

що проходить крізь тканини і включає в себе дві складові: пульсуючу компоненту, яка зумовлена зміною обсягу артеріальної крові при кожному ударі серця, і постійну складову, яка визначається абсорбцією тканин, капілярної і венозної кров'ю. Пульсуюча компонента відображає серцевий ритм пацієнта і становить за рівнем сигналу близько 1% від постійної компоненти. Оскільки пульсація венул і капілярів незначна, обсяг крові, що міститься в них, можна вважати постійною величиною, яка просто вимірюється і легко враховується в розрахунках.

Значення сатурації розраховується з співвідношення нормованих величин поглинання світла для двох довжин хвиль:

$$R = (A_{\approx}/A_{=})^{\text{кр}} / (A_{\approx}/A_{=})^{\text{ик}}.$$

Величина R емпірично пов'язана зі значеннями сатурації каліброваної залежності, отриманою в процесі градування приладу. Відношення R змінюється від 0,4 для сатурації 100%, до 3,4 для 0% сатурації. Сатурації в 85% відповідає відношення, рівне 1 [13]. Графік співвідношення коефіцієнту R до сатурації крові киснем зображений на рисунку 1.2

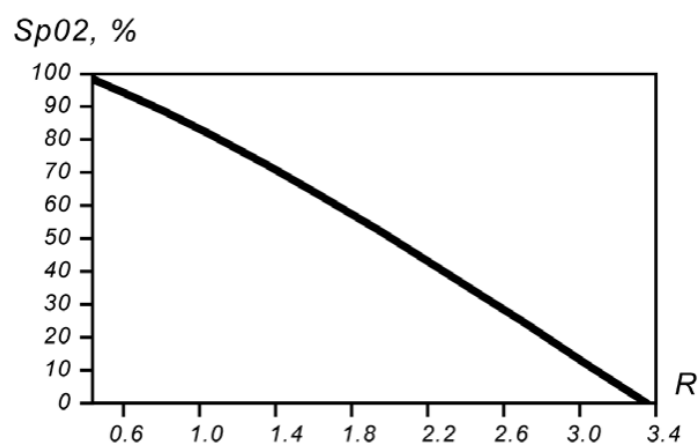


Рисунок 1.2 – Графік залежності величини сатурації крові від коефіцієнта R

Величину сатурації при належній точності можливо вирахувати з коефіцієнту R , за допомогою лінійного рівняння:

$$SpO_2 = 110 - 25 \times R.$$

При застосуванні цього методу розрахунку, значення сатурації нижче 70% містять значну похибку, але показники, що потребують лікарського втручання знаходяться вище цієї точки. Це значно спростить розробку, при цьому забезпечить достатню ефективність використання приладу.

Ппульсуюча складова, що відображає зміну кровонаповнення судин та отримується оптичним методом, називається фотоплетизмограмою (ФПГ). Аналіз ФПГ дозволяє визначити частоту серцевих скорочень і оцінити якість периферійного кровообігу. Сильне зниження амплітуди фотоплетизмограми є ознакою периферійної вазоконстрикції та/або зменшення ударного об'єму серця, а підвищення амплітуди свідчить про зворотне. Основний фактор визначає амплітуду хвиль ФПГ – тонус судин. Вид монітору (рис. 1.3).

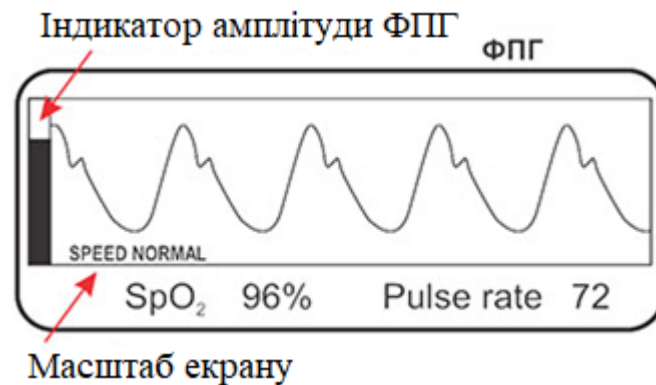


Рисунок 1.3 – Вид фотоплетизмограми що виводиться на екран монітора пацієнта

Пульсоксиметр здатний розраховувати SpO_2 по кожній хвилі фотоплетизмограми, а частоту пульсу – по кожному інтервалу між хвилями. Пульсоксиметр виводить на екран усереднені параметри за деякий період

спостереження. У різних моделях цей період становить від 3 до 20 секунд. У найпростіших моделях інтервал оновлення даних задається жорстко і зазвичай дорівнює 5 секунд. При наявності удосконаленого монітора лікар має можливість змінювати період усереднення. Тривалий інтервал (10-20 с) дозволяє точніше визначати частоту пульсу при брадикардії і аритміях, але швидкість реакції приладу на зміну SpO_2 знижується. При тахікардії доцільніше зменшити інтервал оновлення даних, а в інших випадках краще вибирати середній варіант (4-6 с). І хоча в рекламних матеріалах можливість зміни інтервалу оновлення даних підкреслюється як перевага моделі, на практиці до неї вдаються не так вже й часто.

1.1.2 Проблема точності вимірювання

Одним з основних чинників, що впливають на похибку вимірювання, є якість світлодіодів. В ідеальному випадку вимірювання проводяться на довжинах хвиль 660нм та 940нм. Однак світлодіоди не є джерелами монохроматичного випромінювання, вони випромінюють вузький, але кінцевий спектр світлового випромінювання, в якому є один переважаючий. При відхиленні довжини хвилі на кожні 3нм помилка при вимірюванні сатурації збільшується на 0.5%, при цьому розкид довжин хвиль у світлодіодів в одній партії може досягати ± 15 нм. У разі якщо датчик не змінний, можливо було обійтися зміною поправочних коефіцієнтів. Але так як цикл експлуатації датчика в рази менше часу експлуатації монітора, датчики проектують змінними і виробникам доводиться застосовувати різні методи, щоб величина сатурації не залежала від використовуваного датчика. Світлодіоди тестують при виробництві і з усієї партії відбраковують ті, що не відповідають параметрам. Це складний і дорогий процес, проте він дозволяє спростити процедуру калібрування монітору в подальшому.

В іншому варіанті світлодіоди тестують на виробництві, де визначається пікова довжина хвилі випромінювання кожного світлодіоду. Дана інформація кодується в кожному датчику за допомогою резистора або мікросхеми пам'яті. Після підключення такого датчика, пульсоксиметр зчитує код і вибирає відповідну калібровану криву для розрахунку сатурації.

Значення сатурації, розраховане з сигналу фотодетектора, є «сирим» і не збігається з істинною величиною SaO_2 . Для приведення цього показника в порядок, в процесі розробки пульсоксиметра здійснюється порівняння показань з сатурацією, яка вимірюється за еталонним методом. Часто в якості еталонного застосовується $SaOs$, яка вимірюється точним оксигемометром в пробі артеріальної крові піддослідного, який дихає сумішами з різним вмістом кисню. В результаті точних синхронних вимірювань будується крива, яка вводиться в алгоритм розрахунку показників пульсоксиметра.

Нормальним показником похибки вважають:

- $\pm 2\%$ при SpO_2 від 100 до 70%;
- $\pm 3\%$ при SpO_2 від 69 до 50%.

При сатурації нижче 50% точність вимірювання не нормується, оскільки такі значення небезпечні для життя піддослідного, на якому знімається калібрувальна крива.

Слід зазначити, що стандартне відхилення $\pm 2\%$ означає, що лише в 68% вимірів показник реальної сатурації знаходиться в цих межах. У 95% випадків значення виміряної сатурації не виходить за рамки дворазового значення стандартного відхилення.

Великі компанії самі будують калібрувальні криві для своїх моделей і постійно вдосконалюють алгоритми для підвищення точності вимірювань. Дрібні виробники купують, або іншими способами запозичують цю інформацію, а точність виводять порівнюючи свідчення власної розробки з моніторами відомих фірм. В результаті таких маніпуляцій похибка накладається і точність вимірювання знижується. Однак такий підхід дозволяє значно здешевити продукцію при незначній втраті якості.

Практично всі невеликі компанії не виробляють власних датчиків, а використовують датчики великих виробників. Це дозволяє збільшити сумісність і забезпечує відповідність параметрів.

Світлодіоди в датчику переключаються по черзі з високою частотою, що вимірюється сотнями герц. Щоб усунути похибки, пов'язані з освітленням, згідно з вимогами Міжнародної організації стандартів (ISO) частота засвічення повинна бути кратною частоті електромережі, щоб мерехтіння електричних ламп не впливало на процес вимірювання.

Кожен цикл датчика складається з трьох фаз. Спочатку на короткий час включається червоний світлодіод, і фотодетектор вимірює падаючий на нього потік червоного світла, а також зовнішнє світло, здатне проникати в датчик ззовні. Потім те ж саме проробляє інфрачервоний світлодіод, після чого обидва діода гаснуть. У цей момент фотодетектор вимірює фон – зовнішнє освітлення, що досягає фотодетектора, який надалі виключається програмою з розрахунку SpO_2 . Це дозволяє розмішувати датчики багатьох пульсоксиметрів на освітлені місця без шкоди для результату вимірювання. Однак, світло окремих типів ламп все ж здатне істотно спотворювати показання пульсоксиметра. Даною властивістю володіють, зокрема, мерехтливе в фізіологічному діапазоні частот світло ксенонових ламп, а також випромінювання деяких інфрачервоних світильників. Пульсоксиметри різних фірм по різному реагують на перешкоди такого роду через застосування різних алгоритмів фільтрації і придушення перешкод.

Здатність пульсоксиметра виділяти корисний сигнал для розрахунку SpO_2 залежить від обсягу пульсацій венул, тобто від амплітуди фотоплетизмограми. При ослабленні периферичного кровотоку монітор змушений вдаватися до значного посилення електричного сигналу, але при цьому неминуче наростає і фоновий шум фотодетектора. При критичному зниженні амплітуди ФПГ співвідношення сигнал/шум стає настільки низьким, що позначається на точності розрахунку SpO_2 .

Ще одним фактором, що впливає на величину SpO_2 є концентрація гемоглобіну в крові. При глибокої анемії, що поєднується з розладами периферичного кровотоку, точність вимірювання SpO_2 зменшується на кілька відсотків. Причина зниження точності очевидна: саме гемоглобін є носієм вихідної інформації для пульсоксиметра.

Найчастіша причина помилок пульсоксиметра – рух пацієнта. Виявлення руху та його корекція, є нетривіальним завданням. Ефективність вирішення даної проблеми багато в чому визначає репутацію моделі пульсоксиметра. При виникненні рухів пацієнта на ФПГ утворюються паразитні хвилі, зумовлені не пульсацією крові, а зміною оптичної щільності структур між світлодіодами та фотодетектором. Для боротьби з артефактами руху застосовуються спеціальні алгоритми, які можуть відрізнити рух пацієнта по нетиповій поведінці ФПГ або різким коливанням SpO_2 , нехарактерним для фізіологічних змін. Іншим ефективним способом боротьби з артефактами при русі пацієнта є порівняння ФПГ і електрокардіограми. Про рухах пацієнта свідчить невідповідність хвиль ФПГ зубців R на ЕКГ. Ця технологія була запропонована компанією NELLCOR і названа C-lock. Метод виявився дуже ефективним і став застосовуватися іншими виробниками. Значним недоліком стала необхідність підключати пацієнта до електрокардіомонітору. Застосування даного методу ускладнило просту конструкцію пульсоксиметра, проте дозволило одночасно спостерігати за SpO_2 , ЕКГ і параметр ЧСС, розрахований з ЕКГ який раніше губився при рухах хворого або критичному зниженні амплітуди ФПГ.

1.1.3 Різновиди датчиків пульсоксиметра

Стандартний датчик пульсоксиметра (рисунок 1.4) являє собою комбінацію двох світлодіодів, один з яких випромінює червоний колір (660 нм), а другий дає невидиме оку інфрачервоне випромінювання (940 нм).

На протилежній частині датчика знаходиться фотодетектор, що вимірює інтенсивність падаючого на нього світлового потоку. Між світлодіодами і фотодетектором кріпиться палець або мочка вуха пацієнта. Такі датчики називаються трансмісивними.

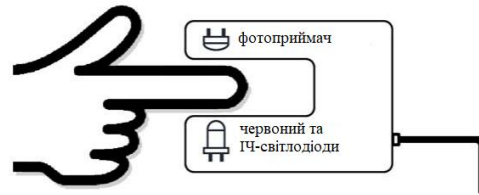


Рисунок 1.4 – Будова трансмісивного датчика пульсоксиметра

Також існують датчики засновані на рефлективному принципі. На відміну від трансмісивних датчиків, світловий потік, що вимірюється фотодетектором не проходить товщу тканин пацієнта наскрізь, а вимірюється відображена частина світлового потоку. Сам фотодетектор розташовується безпосередньо біля джерел світлового потоку.

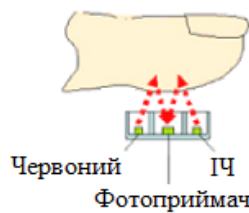


Рисунок 1.5 – Будова рефлективного датчика пульсоксиметра

На сьогодні існує величезна номенклатура датчиків для пульсоксиметрів, які відповідають будь-яким вимогам лікарів. Рефлективний представлений (рисунок 1.5). Масове поширення в медицині отримали датчики трансмісивного типу. Вони існують як в одноразовому, так і в багаторазовому варіантах, для кожної вікової групи і т.д.

Датчики рефлексивно типу застосовуються в основному в носимій електроніці (розумних браслетах, нагрудних моніторах).

1.2 Огляд аналогів

В даний час на ринку представлена величезна кількість різних пульсоксиметрів, які задовольняють різні критерії. Будь то мобільність, функціонал або ціна. В цілому можна виділити два види реалізації пульсоксиметрів: стаціонарне виконання та портативне виконання. У стаціонарному виконанні пульсоксиметри часто вбудовуються в більш складні прилади (монітори пацієнта, апарати ШВЛ). Апарати цього класу є складними системами з величезним функціоналом. Більшість моніторів пацієнта обладнано великим графічним екраном на який виводитиметься поточна інформація про стан пацієнта: артеріальний тиск, кардіограма в реальному часі, значення сатурації і фотоплетизмограми кровотоку на ділянці тіла до якого прикріплений датчик.

Найбільшого поширення на території України здобула продукція української компанії «Ютас», а саме «Ютасоксі-200» (рисунок 1.6) і «UM-300» (рисунок 1.7).



Рисунок 1.6 – Пульсоксиметр «Ютас Ютасоксі-200»

Ця модель забезпечує безперервний моніторинг за станом пацієнта в операційних, відділення інтенсивної терапії, а також при транспортуванні.

Технічні характеристики:

- межі вимірювань SpO_2 : 0-99%;
- точність вимірювань SpO_2 : $\pm 2\%$ (70-99%) $\pm 3\%$ (40-70%);
- межі вимірювань ЧСС 20 – 280 уд/хв;
- точність вимірювань ЧСС: ± 2 уд/хв;
- інтерфейс підключення до ПК: RS232;
- габарити: 148 x 68 x 190 мм;
- вага: 1,2 кг.

Живлення здійснюється від мережі змінного струму 220В, вбудованого свинцево-кислотного акумулятора ємністю 1.2А*год (забезпечує 10 годин безперервної роботи) або бортової мережі автомобіля.

На передній панелі розташовані всі основні органи управління, а також сегментні інформаційні табло. Одночасно виводиться інформації про рівень сатурації крові киснем (SpO_2), частота серцевих скорочень (ЧСС), індекс перфузії.

У приладі передбачено безліч різних тривожних сигналізацій.

Монітор пацієнта Ютас ЮМ-300 здійснює контроль основних життєво важливих показників стану організму людини. Монітор дозволяє контролювати частоту серцевих скорочень, ЕКГ, насичення крові киснем (SpO_2), частоту дихання, артеріальний тиск крові (інвазивний і неінвазивний методи), серцевий викид, температуру тіла, вміст CO_2 при вдиху-видиху, а наявність модуля для газоаналізу дозволяє контролювати концентрацію N_2O , O_2 і 5 газів-анестетиків. Для друку показань є вбудований термопринтер.

Монітор оснащений великим кольоровим рідкокристалічним сенсорним екраном з підвищеною яскравістю.

Технічні характеристики:

- межі вимірювань SpO_2 : 0-99%;
- точність вимірювань SpO_2 : $\pm 2\%$ (70-99%) $\pm 3\%$ (40-70%);

- межі вимірювань ЧСС 20 — 300 уд/хв;
- точність вимірювань ЧСС: ± 1 уд/хв;
- інтерфейс підключення до ПК: RS232, BlueTooth, LAN;
- габарити: 370x350x150 мм;
- вага: 4,2 кг.



Рисунок 1.7 – Приліжковий монітор пацієнта Ютас UM-300

Живлення монітора здійснюється від мережі змінного напруги 220В. В апарат вбудовано свинцево-кислотний акумулятор, який забезпечує 4 години безперервної роботи.

Окремою нішею можна виділити пульсоксиметри орієнтовані на швидку оцінку стану пацієнта, а не довготривалий моніторинг. Ці пристрої відрізняє кілька особливостей: мініатюрні розміри, обмежений функціонал, простота виконання.

Одним з таких пристроїв є пульсоксиметр G1B (рисунок 1.8) торгової марки Неасо. Він забезпечує вимірювання концентрації SpO_2 і частоти пульсу в режимі вибіркової оцінки або в безперервному режимі.

Технічні характеристики:

- межі вимірювань SpO_2 : 0-99%;
- точність вимірювань SpO_2 : $\pm 2\%$ (70-99%) $\pm 3\%$ (40-70%);
- межі вимірювань ЧСС 30 – 250 уд/хв;
- точність вимірювань ЧСС: ± 2 уд/хв;
- інтерфейс підключення до ПК: USB;
- габарити: 80x170x35 мм;
- вага: 0,4 кг.

Наявність графічного дисплею дозволяє відображати фотоплетизмограму, дані про концентрацію кисню, частоту серцевих скорочень.



Рисунок 1.8 – Портативний пульсоксиметр Неасо G1B

Пульсоксиметр працює від 4 NiMH акумуляторних батарей типу AA. Заряду батарей вистачає на 10 годин безперервної роботи. Для зарядки використовується спеціальна док-станція. Великою перевагою є можливість швидко змінити акумулятори або поставити гальванічні елементи.

Практично всі пристрої, що дозволяють вимірювати SpO_2 , побудовані на базі самостійних модулів. Такий підхід спрощує обслуговування в разі виходу з ладу, а також забезпечує прискорену розробку кінцевого продукту.

Лідерами у виготовленні модулів SpO_2 і просуванні технологій пульсоксиметрії є компанії Nellcor (рисунок 1.9) і Masimo. Їх модулі заслужено використовуються в більшості медичної апаратури.

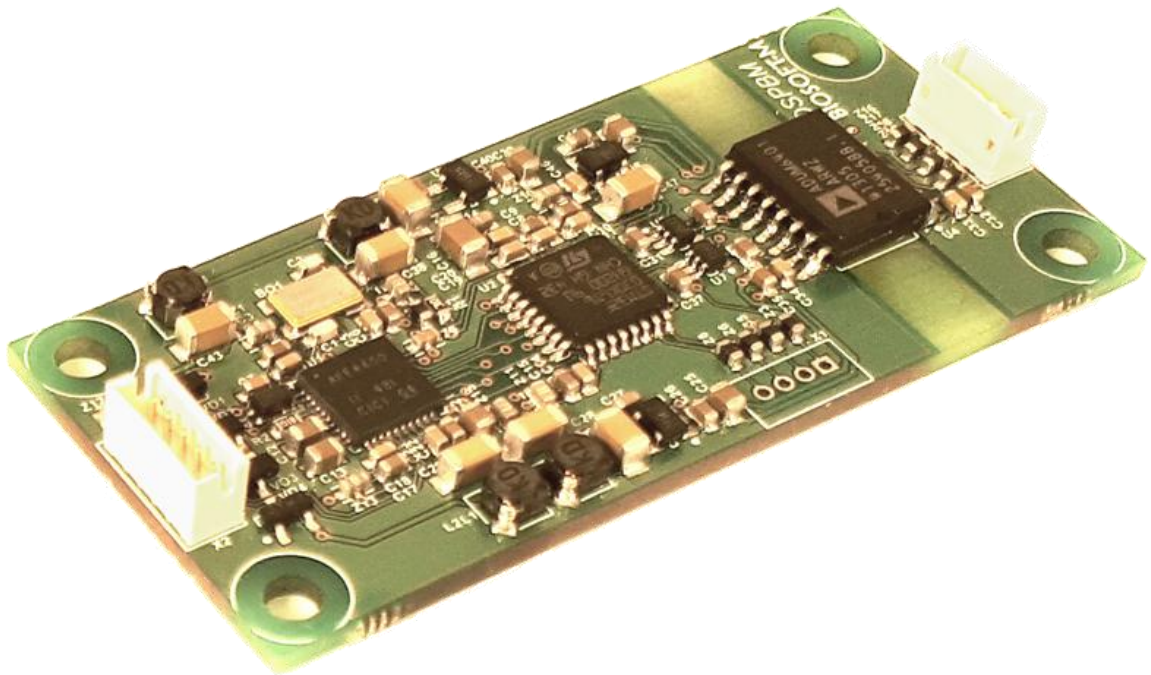


Рисунок 1.9 – Модуль SpO_2 компанії Nellcor

Дані модулі представляють собою готовий до використання в системі прилад. Вони містять у собі вхідну аналогову частину обробки інформації з датчика і процесор для обробки отриманих результатів. Обмін даними з модулями здійснюється через стандартні інтерфейси: UART, SPI, I2C, CAN і т.д.. Це дозволяє розробникам медичної апаратури швидко інтегрувати в свої продукти можливість вимірювання сатурації крові киснем. При цьому отримуючи підтримку широкого спектру датчиків, і гарантію точності вимірювання.

1.3 Постановка задачі розробки

Завданнями проекту є дослідження процесу розробки електронного пристрою, а також розробка пульсоксиметра на базі мікропроцесора STM32.

Розроблений прилад повинен відповідати наступним вимогам:

- забезпечувати точність вимірювання SpO_2 не гірше $\pm 2\%$;
- забезпечувати вимір ЧСС в межах 20-250 уд/хв;
- мати автономне живлення;
- виведення даних на LCD-дисплей;
- розширення програмних можливостей без внесення змін в

апаратну частину.

Основним завданням роботи є побудова закінченого пристрою на базі мікроконтролера STM32 і вивчення методу вимірювання сатурації крові методом пульсоксиметрії. В якості середовища розробки і налагодження апаратного комплексу обраний програмний комплекс «Labcenter Electronics Proteus 8 Professional», а для розробки ПО МК STM32 використаний рекомендований компанією "STMicroelectronics" пакет Atollic TrueSTUDIO for STM32.

2 РОЗРОБКА АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ

2.1 Розробка структурної схеми пристрою

Для спрощення процесу розробки електричної схеми пристрою доцільно розділити пристрій на окремі блоки. Вимірювальну частину, в якій відбувається перетворення і нормалізація сигналу, що знімається з датчика до рівня, необхідного для якісної роботи АЦП. Цифрову частину, яка забезпечує аналогово-цифрове перетворення сигналу, управління пристроєм, а так само введення і виведення даних. Блок джерела живлення, який відповідає за постачання всіх компонентів електроживленням, а також заряд АКБ.

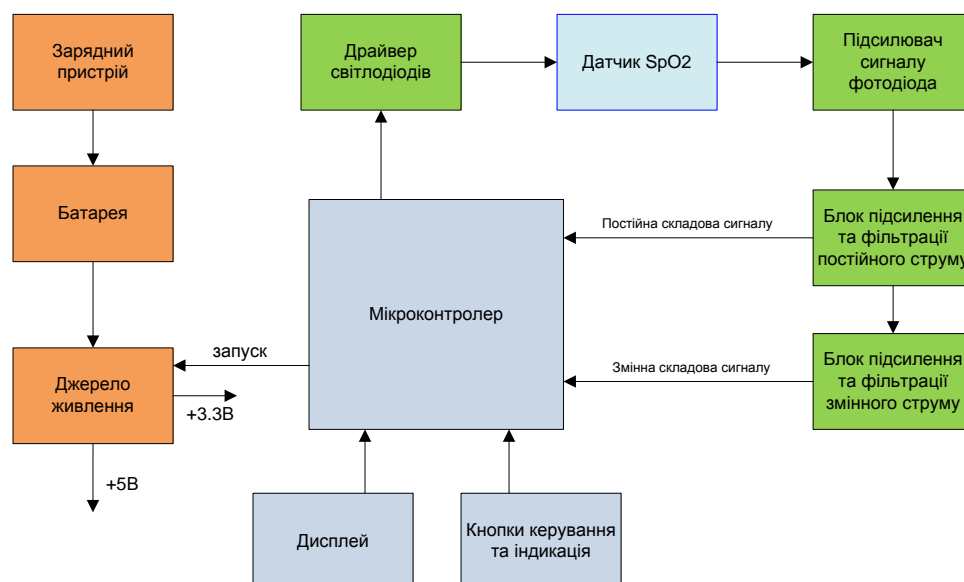


Рисунок 2.1 – Блок-схема пристрою пульсоксиметрії

2.2 Розробка схеми принципової та вибір елементної бази

Як датчик доцільно застосувати готовий медичний датчик компанії Nellcor (рисунок 2.2), оскільки це збільшить сумісність з існуючими на ринку продуктами і позбавить від необхідності зняття характеристик і підбору світлодіодів.



Рисунок 2.2 – Зовнішній вигляд датчика Nellcor DS-100

Ці датчики застосовуються багатьма виробниками пульсоксиметрів і можуть бути замінені на будь-які сумісні [6].

Підключення такого датчика здійснюється за допомогою розніму D-sub, а саме DE-9 Male.

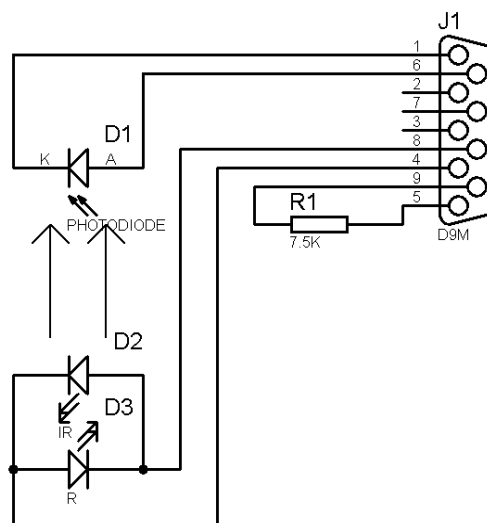


Рисунок 2.3 – Еквівалентна схема датчика типу Nellcor

Резистор R1 призначений для ідентифікації датчика та підбору необхідної калібровочної кривої.

2.3 Блок обробки сигналу

Блок обробки сигналів відповідає за прийом та підсилення сигналу з фотодатчика, а також підсилення та його фільтрації. Цей блок складається з двох частин: підсилювач сигналу фотодіоду та блок фільтрації.

2.3.1 Підсилювач сигналу фотодіоду

Для зчитування показань з датчика необхідно використовувати спеціальний перетворювач, оскільки в датчику використовується чутливий фотодіод.

Фотодіод є напівпровідниковий елемент на який можна стан якого вплинути за допомогою оптичного випромінювання, в затемненому стані він представляє собою звичайний напівпровідниковий діод. Однак при дії світлового випромінювання в напрямку, перпендикулярному площині р-п-переходу поглинаються фотони і виникають електронно-діркові пари. Завдяки цьому ефекту виникає струмовий дрейф який іменується фотострумом. Фотоносії – дірки заряджають р-ділянку позитивно щодо п-ділянки, а фотоносії – електрони – п-ділянку негативно по відношенню до р-ділянки. Виникає різниця потенціалів, що називається фотоЕДС. Генерується фотострум орієнтований від катода до анода, при цьому його величина прямопропорційно залежить від освітленості.

Існують два способи отримання сигналу з фотодіода – вимір напруги і вимір струму. При вимірі напруги необхідно, щоб схема мала високий імпеданс. Струм, що проходить через її вхід, повинен бути мінімальним. Однак, при цьому включення вимір відношення вхідної напруги до вхідної світлової енергії буде логарифмічним, так як чутливість фотодіода змінюється в залежності від прикладеного до нього прямого напруги. Щоб

отримати лінійну залежність вихідного сигналу від вхідних світлової енергії необхідно використовувати метод вимірювання струму через фотодіод.

Вимірювач струму повинен мати нульовий вхідний імпеданс, щоб падіння напруги на діоді також було нульовим. Нульовий імпеданс може забезпечити операційний підсилювач (ОУ), так як завдяки величезному коефіцієнту посилення його зворотний зв'язок встановлює нульову різницю між входами. Такий перетворювач називається трансімпедансним. Передавальна функція трансімпедансного (рисунок 2.4) операційного підсилювача (ТІОП) являє собою залежність вихідної напруги від вхідного струму і має розмірність опору.

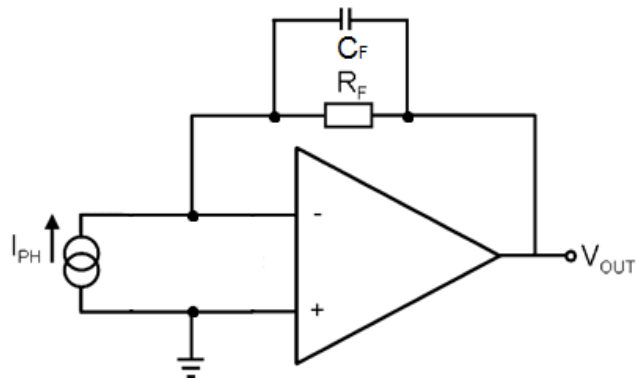


Рисунок 2.4 – Еквівалентна схема трансімпедансного підсилювача для перетворення струму в напругу

Схеми трансімпедансних підсилювачів часто використовуються для перетворення струму фотодіодів в сигнал напруги. У класичному трансімпедансним підсилювачі коефіцієнт перетворення струму в напругу задається величиною опору резистора зворотного зв'язку R_F . Якщо знехтувати не ідеальністю операційного підсилювача, точність перетворення I/V пов'язана з опором цього резистора R_F – як з його абсолютним значенням, так і з температурним коефіцієнтом.

У відповідності до рекомендацій компанії Texas Instruments, що викладені у документі Transimpedance Amplifier Circuit [19] було побудовано схему перетворювача на базі операційного підсилювача ОРА4170.

Для розрахунку резистору R_F , користуються наступною формулою:

$$R_F = \frac{U_{\text{вих.макс.}} - U_{\text{вих.мін.}}}{I_{\text{фд}}}$$

Вихідними даними для розрахунку є максимальний струм фотодіоду, мінімальна та максимальна напруга на виході підсилювачу. Для розрахунку використовувалось значення максимального струму фотодіоду $I_{\text{фд}} = 22\text{мкА}$, взяте з документації на фотодіод DDN2090, що призначений для використання у датчиках SpO_2 . Значення напруги необхідні на виході підсилювача не повинні перевищувати $U_{\text{вих. макс.}}$ (максимальна можлива напруга на виході операційного підсилювача) та $U_{\text{вих. мін.}}$. Для ОРА4170 $U_{\text{вих. макс.}}$ складає $+U_{\text{жив}} - 0.35\text{В}$, а $U_{\text{вих. мін.}}$ дорівнює $-U_{\text{жив}} + 0.35\text{В}$. Операційний підсилювач працює в діапазоні напруг живлення $2.7 - 36\text{В}$. В приладі наявні 2 напруги живлення 3.3В та 5В . Доцільно живити операційний підсилювач від 5В , це збільшить динамічний діапазон вихідного сигналу з підсилювачу.

Для розрахунок R_F використовуємо наступні дані: $V_{\text{оMax}} = 4.5\text{В}$, $V_{\text{оMin}} = 0.35\text{В}$, $I_{\text{iMax}} = 22\text{мкА}$.

$$R_F = \frac{U_{\text{вих.макс.}} - U_{\text{вих.мін.}}}{I_{\text{фд}}} = \frac{4.5 - 0.35}{22 * 10^{-6}} \approx 189\text{кОм}.$$

Найближчими значеннями стандартних номіналів опору є 180 та 200кОм , взято більший опір.

За допомогою C_F можливо зменшити полосу пропускання. Значення ємності C_F знаходиться за формулою:

$$C_F = \frac{1}{2\pi \times R_F \times f_{rp}}.$$

Полоса пропускання підсилювача (f_{rp}) обмежена частотою близько 10Гц. Це звужить спектр частот, що захоплюються датчиком і спростить обробку сигналу у подальшому.

$$C_F = \frac{1}{2\pi \times R_F \times f_{rp}} = \frac{1}{6.28 * 2 * 10^5 * 10} \approx 80\text{нФ}.$$

Найближчі стандартні значення ємності 100 та 68 нФ, обрано 68нф. Це незначно підвищить полосу пропускання, приблизно до 12 Гц.

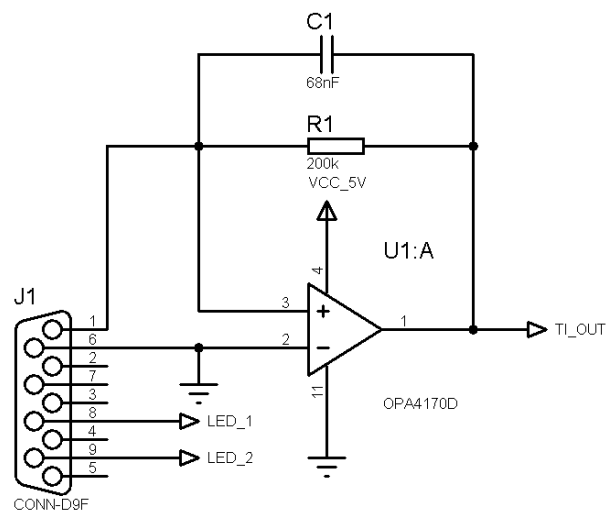


Рисунок 2.5 – Схема розробленого трансімпедансного підсилювача

2.3.2 Блок фільтрації

Блок фільтрації забезпечує фільтрацію складових вихідного сигналу підсилювача фотодіода. Відповідно до рекомендаціям, що описані у документі «Pulse Oximeter Fundamentals and Design» [7], необхідно

передбачити фільтрацію сигналу частотою вище ніж максимально можлива частота пульсу, відокремити та підсилити сигнал змінного струму.

Фільтрація вихідного сигналу підсилювача фотодіода здійснюється за допомогою фільтру низької частоти (ФНЧ) з частотою зрізу близько 8 Гц. Це забезпечить нормальне проходження для сигналу пульсу до 250 уд/хв. та відокремить небажані сигнали.

ФНЧ побудовано за схемою Баттерворта другого порядку (рисунок 2.6). В такій схемі $R_1=R_2$, $C_1=C_2$.

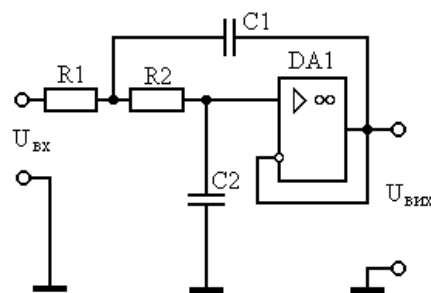


Рисунок 2.6 – ФНЧ Баттерворта другого порядку

Фільтр Баттерворта забезпечує найбільш плоску характеристику в смузі пропускання, що досягається ціною плавності характеристики в перехідній області, тобто між смугами пропускання і затримування. Збільшення порядку дає можливість збільшити крутизну спаду від смуги пропускання до смуги придушення. Його амплітудно-частотна характеристика задається наступною формулою:

$$\frac{U_{ВЫХ}}{U_{ВХ}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_c}\right)^{2n}}},$$

де n – визначає порядок фільтра (число полюсів). Його характеристика йде горизонтально, починаючи від нульової частоти, перегин її починається на

частоті зрізу f_c – ця частота зазвичай відповідає точці -3 дБ. Також фільтр, зібраний за цією схемою, не може забезпечити посилення сигналу в смузі пропускання.

Розрахувати цей фільтр можливо за спрощеною формулою:

$$RC = \frac{1}{2\pi f_c} = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 8} = \frac{1}{50.24} \approx 0.02,$$

з цієї формули отримаємо значення RC . Взявши значення $R_1=10\text{кОм}$, як стандартний вхідний опір для підсилювача, розрахуємо ємність C_1 :

$$C_1 = \frac{RC}{R_1} = \frac{0.02}{10000} = 2\text{мкФ}.$$

Найближчим значенням ємності до розрахованого значення є 2.2мкФ.

Відокремлення сигналу змінного струму здійснюється за допомогою активного смугового фільтра, його завдання відділити корисний сигнал змінного струму частотою від 0.8 до 4.8Гц. Це забезпечить проходження сигналу пульсу від 40 до 250 уд/хв.

Смуговий фільтр побудовано за наступною схемою. Ця схема забезпечує достатню фільтрацію сигналу

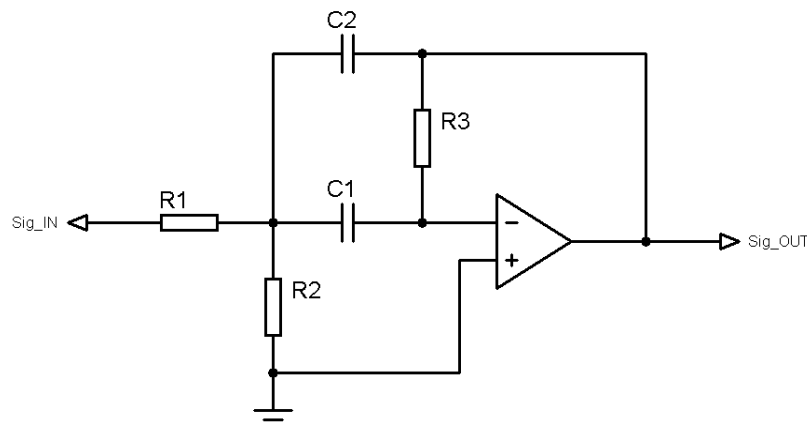


Рисунок 2.7 – Схема смугового фільтра на ОП

Фільтр розраховано за наступними параметрами: $f_c=2.8\text{Гц}$, добротність $Q=10$, коефіцієнт передачі $H_0=35$. Значення ємності $C_1=C_2=C$ вибрано рівним 2.2мкФ . Значення резисторів R_1 , R_2 , R_3 розраховані за наступними формулами:

$$R_1 = \frac{Q}{H_0 \omega_0 C} = \frac{10}{35 \times 0.00003872} \approx 7.4\text{kОм},$$

$$R_2 = \frac{Q}{(2Q^2 - H_0) \omega_0 C} = \frac{10}{165 \times 0.00003872} \approx 1.5\text{kОм},$$

$$R_3 = \frac{2 \times Q}{\omega_0 C} = \frac{20}{0.00003872} = 520\text{kОм}.$$

Сигнал змінного струму необхідно змістити відносно потенціалу землі, це дозволить уникнути необхідності негативного джерела живлення. Сигнал відносно якого відбувається зсув дорівнює 1.65В , він формується резисторним дільником 1:2 від лінії живлення 3.3В , після чого підсилюється ОП з коефіцієнтом передачі 1.

Коефіцієнт передачі смугового фільтру вибрано виходячи із того, що змінна складова складає лише близько 1 % від вихідного сигналу з ФНЧ. Значення складової постійної компоненти регулюється ланцюгом зворотного зв'язку через зміну інтенсивності випромінювання світлодіодів датчика. Мікроконтролер намагається утримати значення постійної компоненти на рівні 2.5В . Виходячи з цього, значення змінної компоненти складає близько 25мВ (середньоквадратичне значення). Сигнал такого рівня занадто малий для обробки АЦП необхідно підсилити його. Підсилення сигналу у 25мВ в 35 разів дасть 0.875В на виході. Сигнал, що надходить до АЦП буде змінюватися в приблизних рамках від 1.2 до 2.1В . Цього достатньо для нормальної обробки за допомогою АЦП.

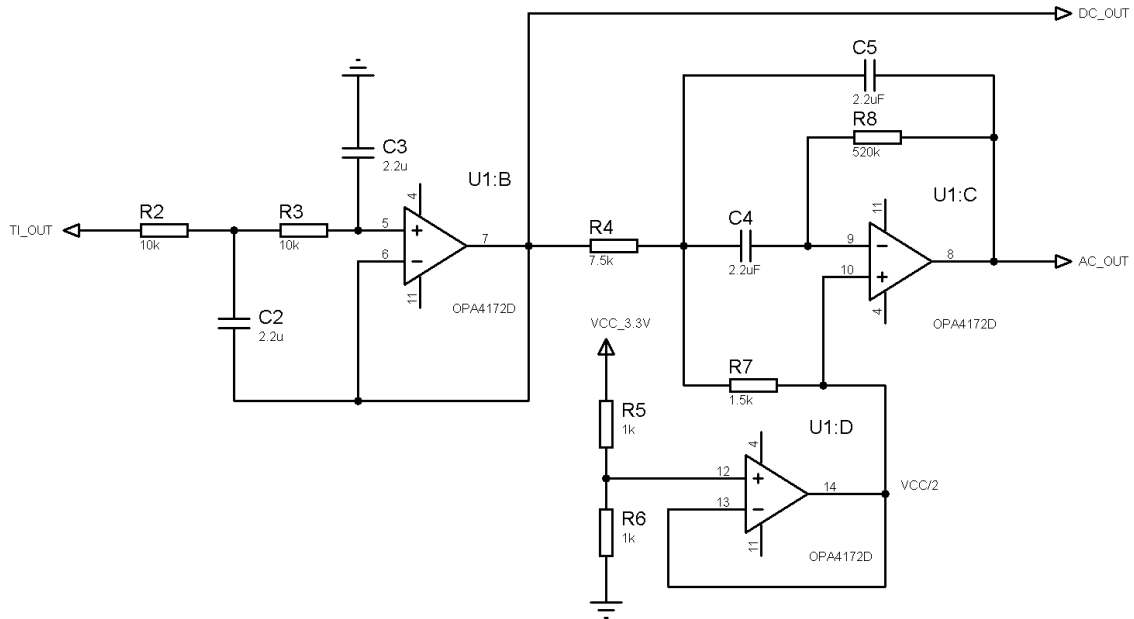


Рисунок 2.8 – Розроблена схема блоку фільтрації

2.4 Драйвер світлодіодів

Для керування світлодіодами в датчику застосовано Н-мост. Він складається з 4 MOSFET транзисторів 2 P-channel та 2 N-channel, що включені за рисунком 2.7 [4]. В нормальному режимі струм тече крізь одну з діагоналей мосту, у яку включено світлодіоди датчика. Включаючи одну чи іншу діагональ можливо включати потрібний світлодіод.

В кожному з діагоналей включений струмообмежувальний резистор призначений для обмеження струму в діагоналі. Також ці резистори запобігають виходу з ладу транзисторів мосту в разі позаштатної ситуації, коли відкривається вертикаль мосту.

Керування верхніми транзисторами здійснюється логічним сигналом з мікроконтролера. Нижні транзистори відповідають за регулювання інтенсивності випромінювання світлодіодів і керуються ШІМ сигналом від мікроконтролера.

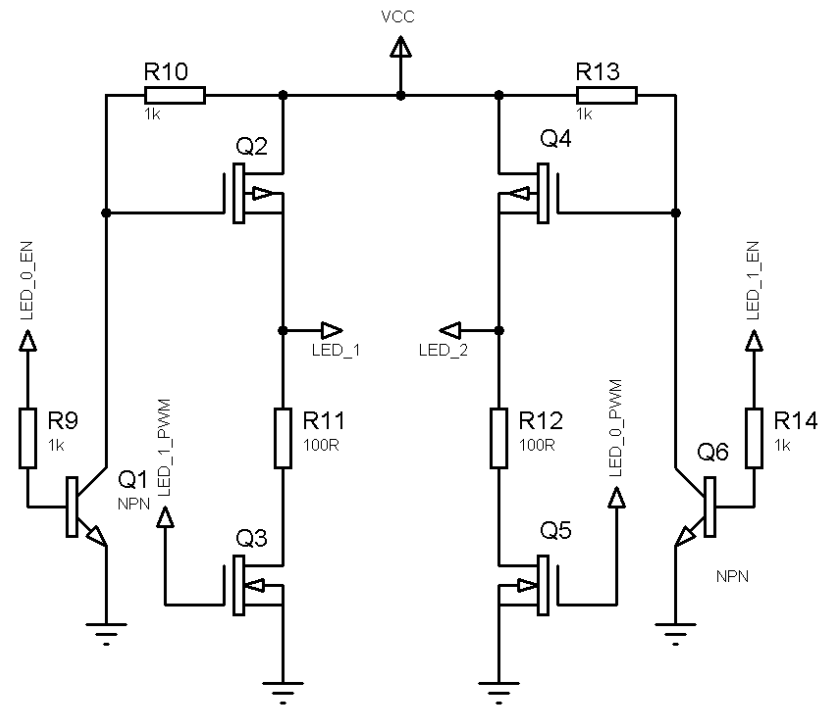


Рисунок 2.9 – Схема драйвера світлодіодів

2.5 Цифрова частина

В процесі розробки цифрової частини приладу необхідно обрати мікроконтролер, що є базовим компонентом приладу, розробити схему цифрової частини. Також необхідно обрати LCD дисплей для виводу інформації.

Згідно технічного завдання необхідно використовувати сучасний мікроконтролер STM32. На сьогоднішній день компанія STMicroelectronics випускає декілька сімейств контролерів STM32. Сімейства контролерів STM32 відображено на рисунку 2.10. Для цього проекту буде достатньо контролерів початкового рівня, а саме STM32F1 або STM32L1.

Контролери STM32L1 призначені для використання у пристроях із наднизьким споживанням. Вони мають вбудовані: контролер сегментного LCD-дисплею, контролер ємнісного сенсору. Ці контролери використовують переважно у пристроях з батарейним живленням.

Контролери STM32F1 мають широке призначення, завдяки багатому набору периферії та низькому енергоспоживанню та функціям енергозбереження їх використовують виробничому, медичному обладнанні та в багатьох інших випадках [11].

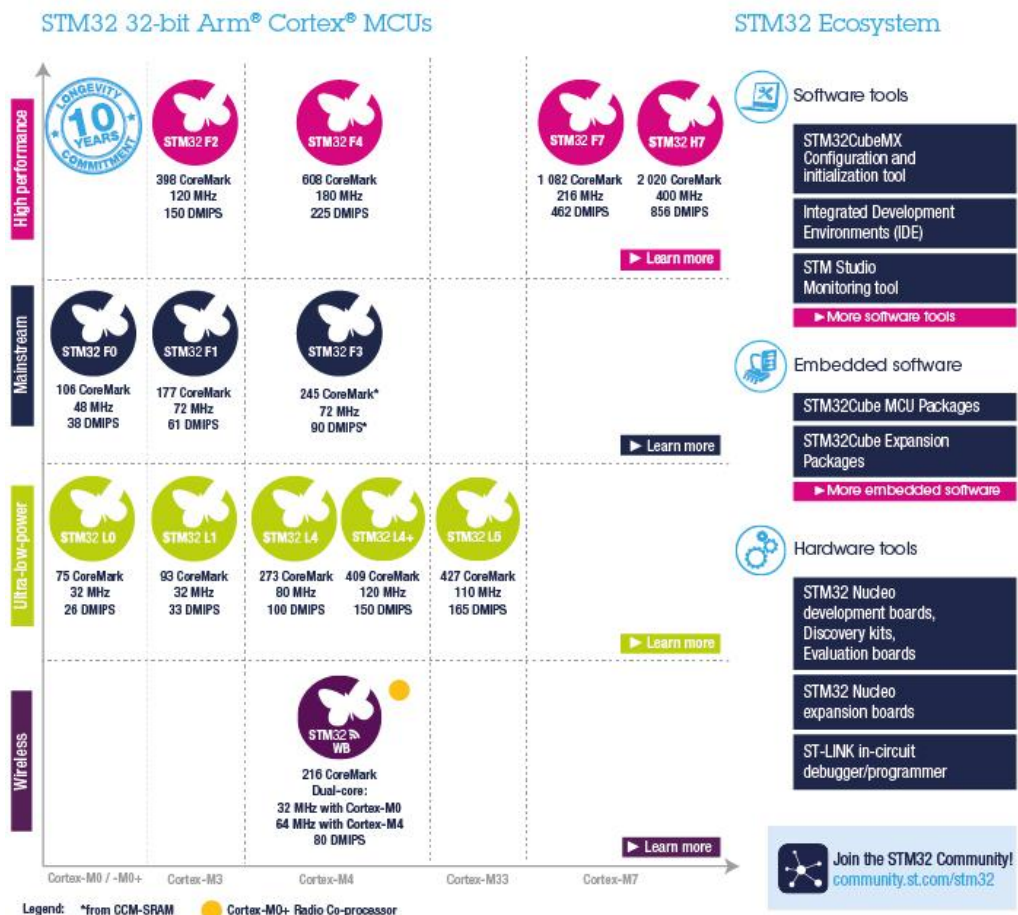


Рисунок 2.10 – Сімейства контролерів STM32

Ці контролери (рисунок 2.10) сумісні між собою за підключенням та розташуванням виводів. Вони мають однакове ядро ARM Cortex-M, але відрізняються за будовою периферійних модулів. При використанні STM32F1 зберігається можливість заміни його на STM32L1, але необхідно змінити програму. Виробником надано документ описуючий усі необхідні зміни у проєкті.

В цій розробці використовується мікроконтролер STM32F103C8T6. Він має: 64кБ Flash-пам'яті, 20кБ ОЗП, тактову частоту 72МГц та має корпус TQFP-48. Цей контролер має багатий набір периферійних модулів та інтерфейсів, при цьому має значно низьку ціну. Вибір саме цього контролера зумовлений його поширеністю, наявністю багатьох прикладів роботи з ним, а також наявністю відладочних інструментів саме під цій контролер у багатьох програмних пакетах. При необхідності зміни контролера рекомендується використати STM32L152C8-A та дотримуватися інструкції з міграції від виробника.

Для відображення даних, згідно технічного завдання, необхідно використовувати LCD дисплей. В сучасній електроніці використовуються багато різновидів LCD-дисплеїв. За типом інформації, що відображається можна поділити на 4 категорії:

- символні LCD-дисплеї, вони відображають тільки закодовані у пам'яті або додані користувачем символи;
- графічні LCD-дисплеї, вони можуть відображати будь-яку графічну інформацію. Являють собою точкову матрицю;
- сегментні LCD-дисплеї відображують лише просту інформацію по сегментам;
- заказні LCD-дисплеї, що відповідають потребам замовника.

Самим поширеним і простим є символний дисплей формату 1602 (16 символів, 2 строки) зображено на рисунку 2.11. Ці дисплеї виробляються багато років і мають невелику ціну. В багатьох таких дисплеях використовується контролер HD44780 або сумісний, він забезпечує простоту керування дисплеєм і має в своїй пам'яті багатий набір символів та дозволяє додати декілька своїх.



Рисунок 2.11 – Зовнішній вигляд символьного дисплею 1602

Використання простого символьного дисплею спростить розробку програного забезпечення для проекту, але інформація на дисплеї буде значно спростована.

Іншим поширеним форматом серед графічних дисплеїв є 12864(128 точок по горизонталі, 64 по вертикалі) зображено на рисунку 2.12. Використання такого дисплею дозволить виводити графік плетизмограми, усі необхідні дані та створити деякий інтерфейс користувача.

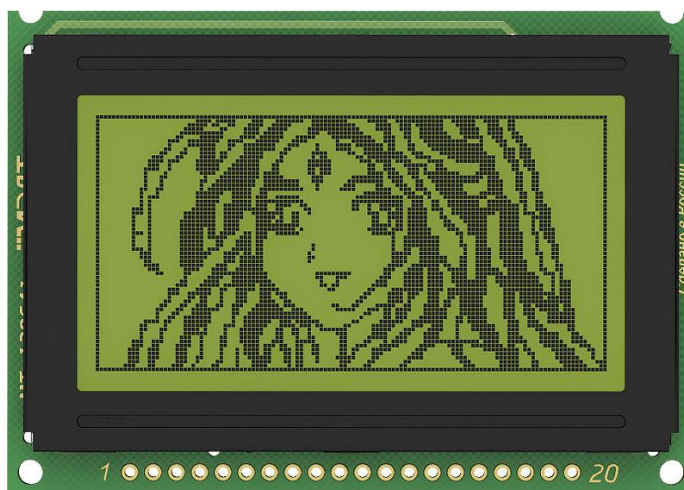


Рисунок 2.12 – Зовнішній вигляд графічного дисплею MT-12864J

Для відображення даних вирішено застосувати графічний дисплей 12864, це забезпечить пристрій необхідною ергономікою та надасть змогу виводити усю необхідну інформацію. Обрано модель MT-12864J

виробництва компанії «МЭЛТ», оскільки цей дисплей відповідає потребам, має низьку ціну та має багато аналогів.

Регулювання контрасту відбувається на платі за допомогою підстроювального резистора. Дисплей має світлодіодну підсвітку, яскравість якої регулюється ШІМ сигналом від мікроконтролера.

Для керування пристроєм використовуються 5 кнопок:

- кнопка живлення, включає и виключає прилад;
- кнопки $+/-$, за допомогою цих кнопок здійснюється зміна параметрів;
- кнопки \uparrow/\downarrow для переходу по інтерфейсу.

Для звукової індикації використовується п'єзовипромінювач з генератором. Схема цифрової частини представлена на рисунку 2.13.

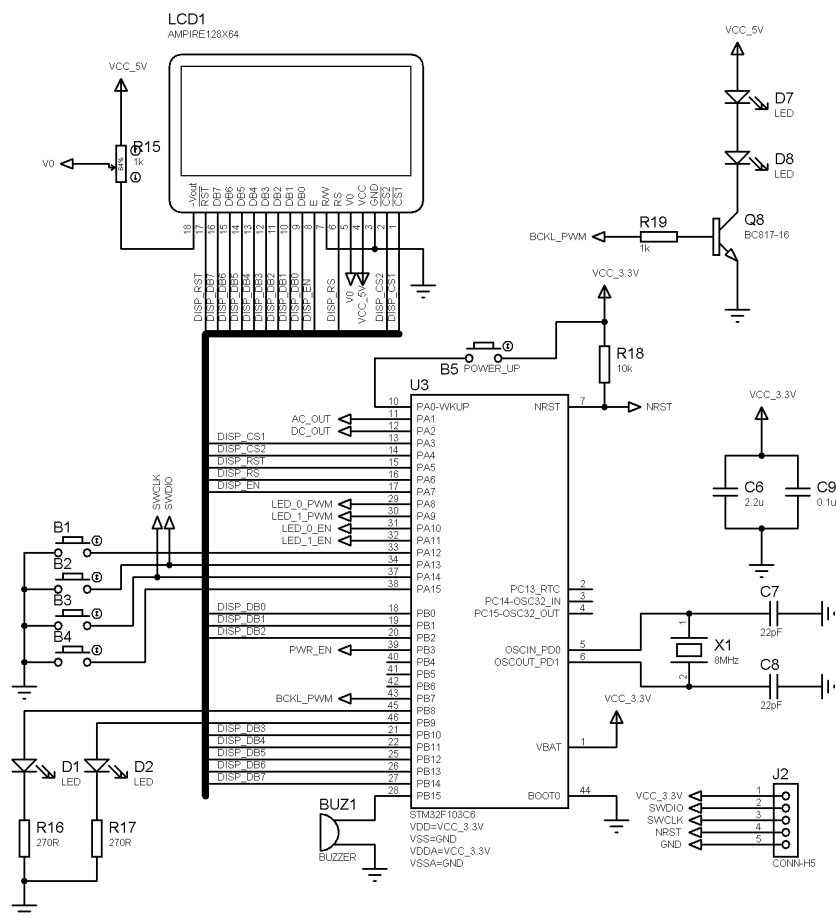


Рисунок 2.13 – Схема цифрової частини приладу

Для програмування та відлагодження програмного забезпечення мікроконтролер передбачено інтерфейс ST-LINK/V2, а саме serial wire debugging (SWD). Цей інтерфейс є особливістю контролерів від STMicroelectronics, він дозволяє проводити первинне програмування та повний процес відлагодження програмного забезпечення. Інтерфейс працює лише з 2 лініями даних SWDIO та SWCLK.

2.6 Контролер зарядки та живлення

Згідно технічного завдання необхідно забезпечити пристрій автономним живленням. В якості джерела живлення доцільно використати акумулятори. Необхідно обрати тип акумулятора, розробити схему контролю заряду, захист від надмірного розряду та перетворювач живлення.

На сьогоднішній день поширені декілька типів акумуляторів: Ni-MH, Ni-Cd, Li-Ion, Li-Pol. Оскільки хімічний склад різних типів батарей неоднаковий, дуже важливо, щоб зарядний пристрій був спеціалізованим для конкретного типу акумуляторів, бо неправильно підібраний режим заряду може спричинити вихід з ладу акумулятора, займання або вибух.

При схожих розмірах акумулятори на основі літію накопичують більше енергії та видають більш високу напругу, ніж Ni-MH або Ni-Cd. Більшість сучасних пристроїв використовують Li-Ion акумулятори. До переваг такого типу акумуляторів відносять:

- висока щільність накопичуваної енергії і розрядних струмів;
- мінімальний саморозряд близько 4-6% за місяць, 10-20% за рік;
- відсутність «ефекту пам'яті» ,тобто можливість регулярної підзарядки;
- відсутність необхідності в «тренуванні» після придбання – повністю заряджати, а потім повністю розряджати літієві акумулятори після покупки не потрібно;
- широкий діапазон робочих температур - від -20° до + 50° C;

- мала вага;
- великий експлуатаційний ресурс близько 10 років;
- істотний запас робочих циклів розряд-заряд понад 1000.

Але цей тип акумуляторів має свої недоліки, а саме:

- низька стійкість до надмірного заряду і повного розряду тому Li-Ion батареї оснащуються захисними системами автоматичного відключення;
- діапазон робочих температур (від -20 до + 50 ° C) погіршення роботи при високих температурах, зниження ємності при використанні на морозі;
- при перезаряді або недотриманні умов заряду або при механічному пошкодженні часто бувають надзвичайно вогненебезпечними.

Li-Ion акумулятори існують у багатьох різних формах, але найпоширенішим є стандарт 18650 (рисунок 2.17).



Рисунок 2.17 – Зовнішній вигляд акумулятора 18650

Для розроблюємого пристрою було обрано акумулятор 18650 ємністю 2900мА*год. Це забезпечить прийнятний час автономної роботи, зменшить габарити пристрою .

Для забезпечення безпечного використання необхідно захистити батарею від перезаряду та сильного розряду. Для цього існують спеціалізовані мікросхеми, що забезпечують нормальну експлуатацію батареї. В даній розробці вирішено використовувати мікросхему FS326E+G.

Вона має малі розміри, потребує мінімум зовнішніх компонентів, а саме 2 MOSFET транзистора та резистор. Батарея відключається якщо напруга на ній ставить більше 4.3В або менше 2.4В. Доцільно застосувати MOSFET транзистор IRF9956, він забезпечує проходження струму до 3А та малий опір у відкритому стані та має низьку напругу відкриття. В одному корпусі IRF9956 розташовано 2 MOSFET транзистори структури N-channel.

Зарядний пристрій для Li-Ion акумулятор повинен забезпечувати CC-CV режим заряду. CC (Constant Current) означає постійний струм, який забезпечує швидку зарядку. CV (Constant Voltage) означає постійну напругу, яка використовується в заключному етапі, коли заряд батареї майже повний. Напруга під час розряду у таких акумуляторів змінюється від 4В до 3.4В. А напруга скінчення заряду становить 4.2В.

Для заряду використовується поширена мікросхема TP4056, що є лінійним зарядним пристроєм для однієї літієвої батареї. Вона забезпечує струм заряду до 1А, не потребує зовнішніх транзисторів. Для роботи необхідний тільки резистор завдання струму заряду. До мікросхеми може підключатися датчик температури, що слідкує за температурою батареї під час заряду. Мікросхема має 2 виходи для індикації заряду.

Мікросхема TP4056 включена за типовою схемою з документації. Струм заряду задається резистором R10, та при значенні резистора 2кОм складає 580мА. Заряд батареї ємністю 2900мА*год займатиме близько 5 годин (рисунок 2.18).

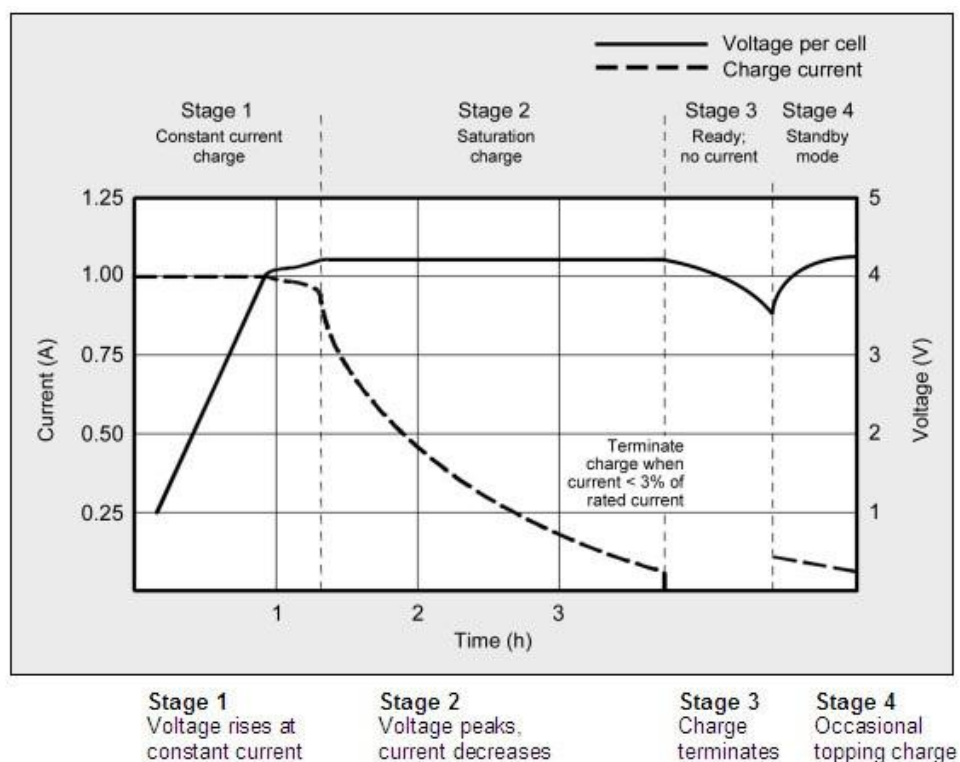


Рисунок 2.18 – Графік CC-CV заряду Li-Ion батареї

Мікроконтролер, на якому побудовано пристрій, потребує джерело живлення 3.3В, але цієї напруги недостатньо для живлення драйверу світлодіодів датчика. Для нормальної роботи цього драйвера необхідно 5В, тому було вирішено застосувати перетворювач, що підвищує напругу з акумулятора до 5В. Це забезпечить повне використання заряду батареї та надасть джерело 5В для драйверу світлодіодів.

Підвищуючий DC-DC перетворювач побудовано на мікросхемі LMR62014. Ця мікросхема має вбудований ключовий транзистор, забезпечує вихідний струм до 1.4А та напругу до 20В. Вона має малі розміри та зад які частоті роботи 1.6МГц потребує малу індуктивність дроселю для роботи. Для керування запуском перетворювача існує спеціальний вхід. Вихідна напруга задається резисторним дільником R15, R16 та складає близько 5.1В. Виходячи з документації на мікросхему вона забезпечить вихідний струм у 400мА при живленні від розрядженого акумулятора. Цього більш ніж достатньо для функціонування пристрою.

Для живлення мікроконтролеру та іншої периферії застосовано лінійний стабілізатор на 3.3В, а саме мікросхема MCP1703T-33. Вона забезпечує вихідний струм до 250мА. Це LDO(Low DropOut) регулятор, тобто регулятор з малим перепадом напруги між входом та виходом, а саме 625мВ при струмі 250мА [5].

Усі обрані мікросхеми призначені для використання у приладах з автономним живленням, тому мають малий струм витоків у виключеному режимі.

Розроблена схема блоку заряду та живлення зображена на рисунку 2.19

Заряд батареї здійснюється від зовнішнього джерела напруги. В якості такого джерела може використовуватись блок живлення або стандартний рознім USB.

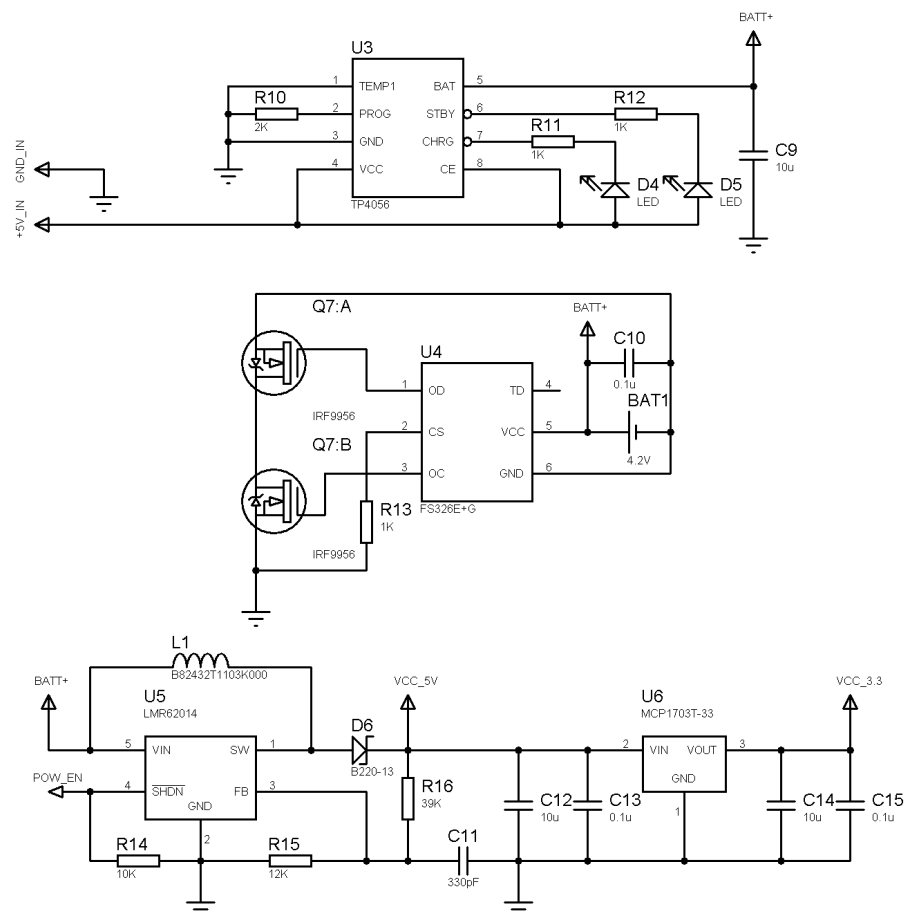


Рисунок 2.19 – Схема блоку заряду та живлення

2.7 Розробка друкованої плати

При розробці друкованої плати необхідно врахувати техніко-економічні показники. Даний прилад складається з доступних радіоелементів. Доцільно буде обрати двохсторонню друковану плату, яка характеризується високими комутаційними якостями за рахунок металізації в отворах, підвищеною міцністю з'єднань виводів елементів з рисунком плати, низькою вартістю.

Для виготовлення друкованої плати використовують фольговані та нефольговані діелектрики. Вихідними матеріалами для їх виготовлення є папір або склотканина, просякнуті синтетичними смолами. На поверхню діелектрика приклеюється мідна фольга з однієї чи двох сторін листа. Її товщина складає 20-50мкм.

При виготовленні друкованих плат в залежності від їх конструктивних особливостей та масштабів виробництва застосовуються різні варіанти технологічних процесів, в яких використовуються численні хіміко-технологічні операції та операції механічної обробки.

Найчастіше для виготовлення друкованих плат використовують склотекстоліт та гетинакс наступних марок:

- ГФ – гетинакс фольгований;
- СФ – склотекстоліт фольгований;
- ФГС – склотекстоліт фольгований травильний;
- СФПН – склотекстоліт фольгований травильний;
- СТФ – склотекстоліт теплостійкий.

Найкращими параметрами, відповідно до таблиці 2.1, володіє склотекстоліт.

Таблиця 2.1 – Властивості матеріалів друкованих плат

Параметри	Гетинакс	Текстоліт	Склотекстоліт
Щільність без фольги, г/см ³	1,3...1,4	1,3...1,45	1,6...1,8
Відносна діелектрична проникність	4,5...6	4,5...6	5...6
Питомий об'ємний опір, Ом·м	1012...1014	1012...1014	1014...1015
Діапазон робочих температур, °C	-60...+80	-60...+105	-60...+120
Коефіцієнт теплопровідності, Вт/(м×K)	0,25...0,3	0,23...0,34	0,34...0,74
Температурний коефіцієнт лінійного розширення, 10 ⁻⁶ K ⁻¹	22	22	8...9

Для розробки друкованої плати скористаємось середовищем Labcenter Electronics Proteus. Першим кроком необхідно відкрити попередньо створений проект зі схемою. Після чого натиснути кнопку “PCB Layout”, автоматично створиться файл друкованої плати, що належить до створеного проекту. Автоматично відкриється вікно з пропозицією вибору необхідного типу друкованої плати, що буде розроблятися. Відповідно до попередньо обраних матеріалів вибираємо плату з двосторонньою металізацією.

Перед початком розміщення елементів в меню “Layout” необхідно встановити параметри плати. Більшість параметрів встановлено за замовчуванням, рекомендується не змінювати їх, оскільки вони мають оптимальне значення для неспецифічних проектів. Необхідно задати:

- границі плати;
- одиниці виміру, крок сіток;
- створити кріпильні отвори;
- визначити стек шарів та розміри зазорів.

Перед початком розміщення і трасування елементів плати необхідно налаштувати допустимі розміри провідників, їх мінімальної та максимально можливої товщини, зазорів між ними і т.д. у меню “Design Rule Manager”. Хоча в програмному пакеті Proteus передбачено такі можливості як

автоматичне розміщення компонентів та автоматичне трасування провідників, необхідно вручну розташувати найбільш критичні елементи та з'єднати їх. Такий підхід забезпечує надійну роботу окремих вузлів на платі, але додає можливість помилки при розробці. Після розміщення усіх критичних компонентів і трасування вручну можна скористатись автоматичними функціями “Auto-placer” та “Auto-tracer”, що знаходяться у вкладці “Tools”.

В процесі розробки друкованої плати (рисунок 2.20) є можливість переглянути приблизний вид плати на прикладі трьохмірної моделі. Для цього необхідно натиснути кнопку “3D Visualizer”. На цій моделі відображено усі компоненти на платі, що дає розробнику змогу візуального контролю за їх розміщенням.

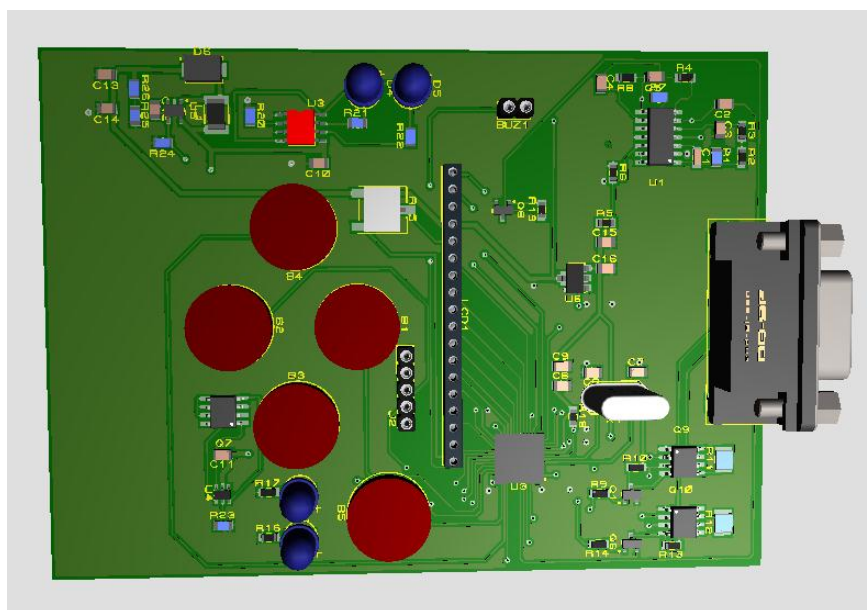


Рисунок 2.20 – Трьохмірна модель розробленої друкованої плати з радіoeлементами

Розроблена друкована плата виконана за технологією SMD, з використанням сучасних методів розробки та стандартів.

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ

3.1 Алгоритм функціонування програми

Програма для мікропроцесору складається з декількох циклів, що виконуються незалежно за допомогою переривань.

При подачі живлення запускається первинна процедура ініціалізації, після якої мікропроцесор переходить до режиму глибокого сну. Цей режим забезпечує наднизьке споживання енергії, при цьому відключаються майже всі модулі контролера. Після натискання кнопки включення спрацьовує переривання WKUP, що пробуджує контролер і він переходить до нормального режиму роботи. Алгоритм роботи наведений на рисунку 3.1.

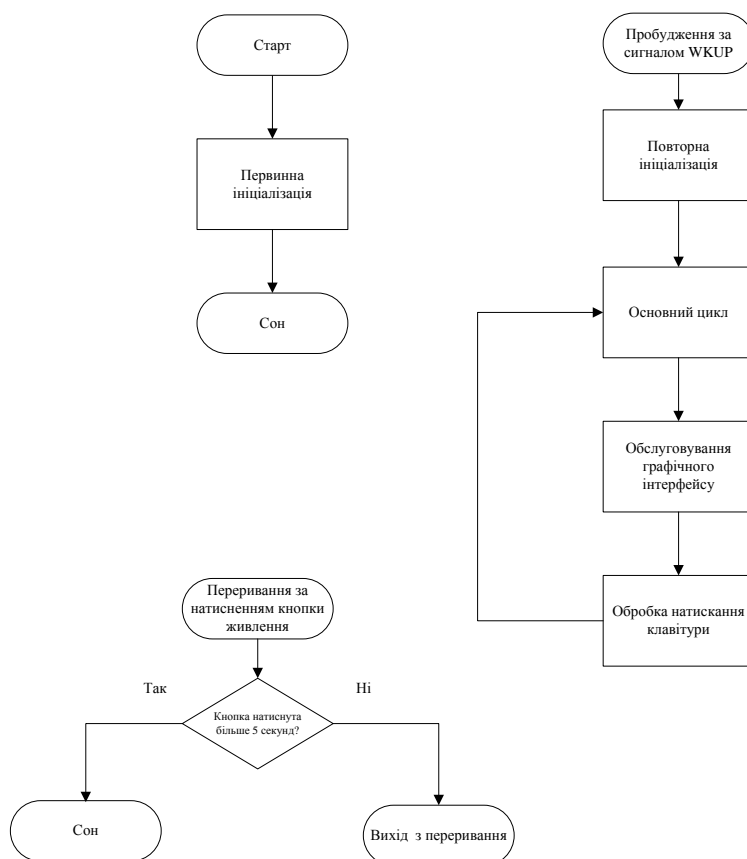


Рисунок 3.1 – Алгоритм роботи програми

Збір і обробка інформації здійснюється у перериванні таймера TIM16, що виникає з частотою 150Гц. В цьому модулі (рисунок 3.2) здійснюється вибірка сигналу з АЦП, контроль світлодіодів датчика та математична обробка отриманої інформації.

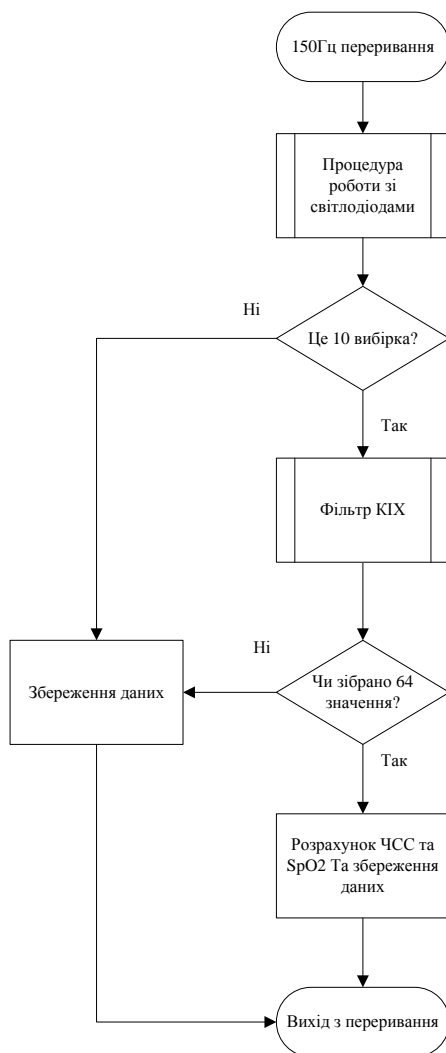


Рисунок 3.2 – Алгоритм отримання показань з датчику

Оскільки робота з графічним дисплеєм та створення інтерфейсу займають багато часу, але не потребують чітких рамок часу доцільно винести їх до основного циклу програми. Також у основному циклі програми розташовано обробку натискань клавіш.

За роботу із світлодіодами відповідає окрема процедура (рисунок 3.3), в якій відбувається перемикання між червоним та інфрачервоним світлодіодами. Також ця процедура відповідальна за автоматичне підтримання рівня вихідного сигналу с датчика, це відбувається через зміну інтенсивності випромінення світлодіодів.

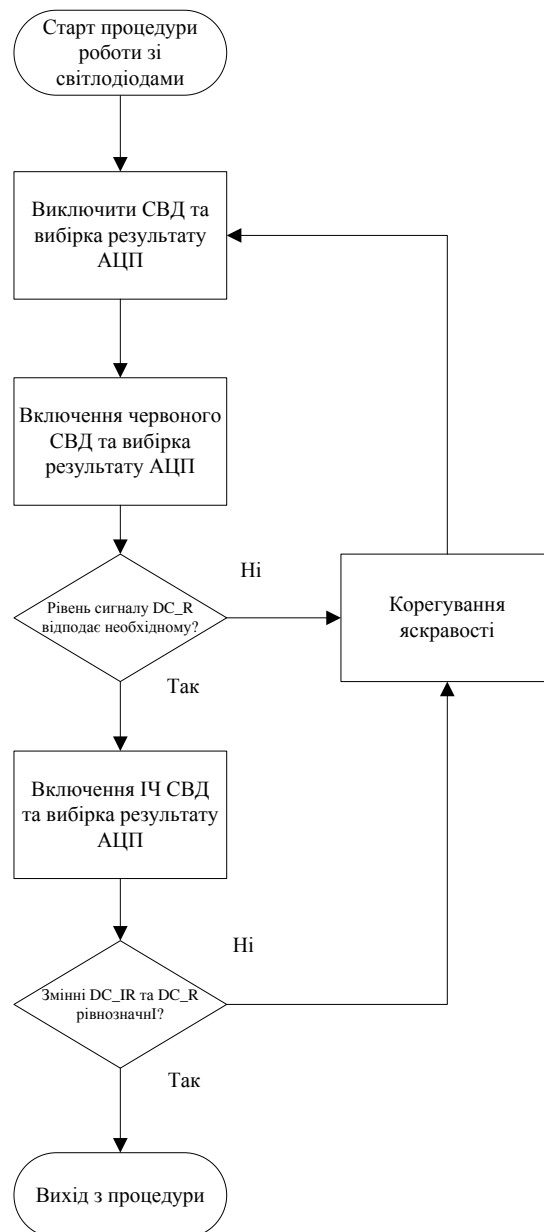


Рисунок 3.3 – Алгоритм роботи процедури перемикання світлодіодів

Програма написана на мові C у середовищі Atollic TrueSTUDIO. TrueSTUDIO є сучасною і рекомендованою компанією STMicroelectronics для програмування контролерів сімейств STM32.

Функціональні можливості розробленого програмного забезпечення відображено на UML-діаграмі (рисунок 3.4).

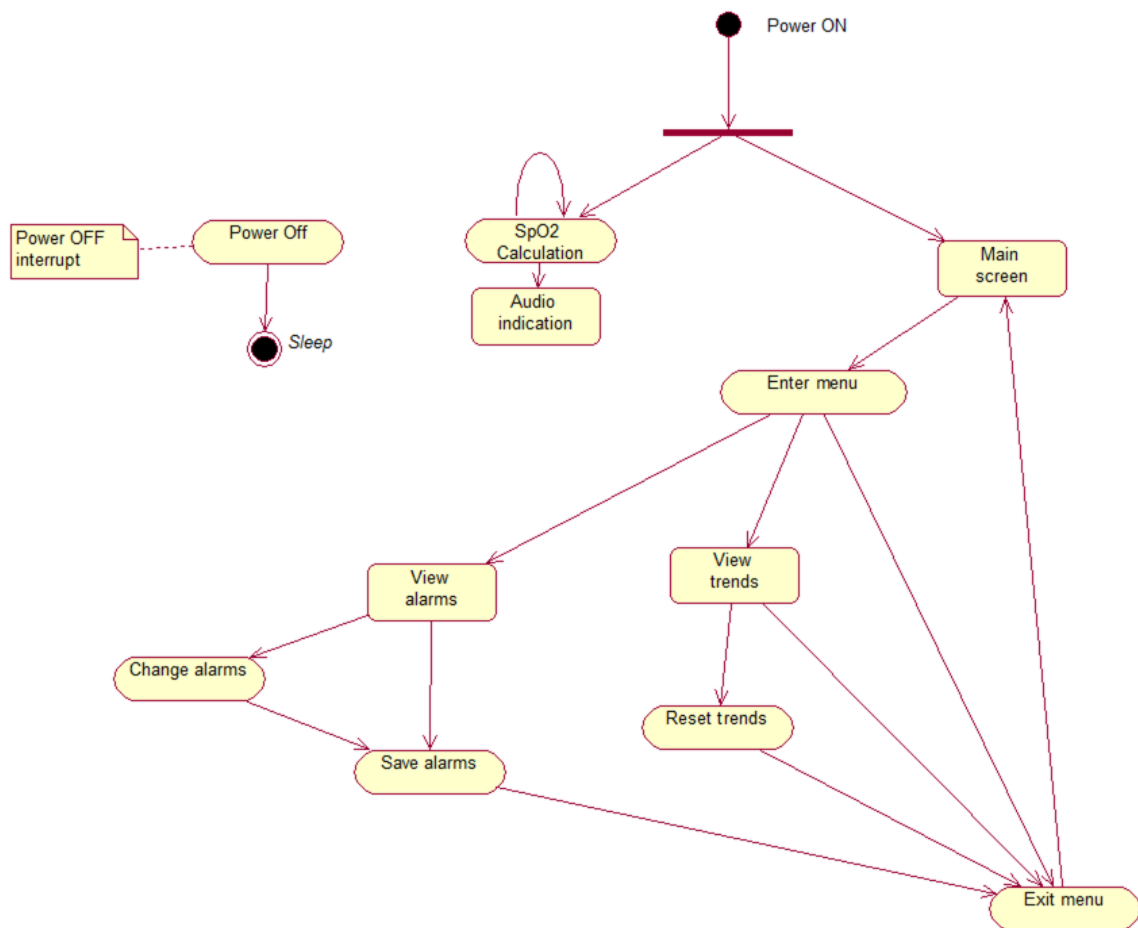


Рисунок 3.4 – UML-діаграма функціонування приладу

3.2 Програмні засоби STMicroelectronics

Засоби автоматизації, пов'язані з процесом створення програмного забезпечення, дозволяють значно скоротити час, що витрачається на рішення типових проблем при реалізації проекту. У таких випадках використовуються загальноприйняті практики програмування, засновані на досвіді широкого

кола розробників, що дозволяє швидко створити базу для подальшого проектування.

Особливу популярність і поширення подібні засоби отримали серед розробників додатків для бізнесу, мобільних і настільних додатків. Найчастіше середовища розробки, які використовуються в даному сегменті, буквально перенасичені різного роду інструментами, майстрами, доповненнями, які забезпечують необхідний функціонал. Проте, серед програмних продуктів, орієнтованих на використання при розробці вбудованих систем, тенденція до автоматизації рутинних процесів простежується помітно слабше. Спеціалізовані середовища розробки для мікроконтролерів найчастіше помітно поступаються своїм аналогам для розробки прикладного програмного забезпечення, навіть незважаючи на те, що можуть мати з ними загальну базу (наприклад, Eclipse). Це можна пояснити меншою популярністю даної сфери і ослабленим увагою виробників до даного фактору.

При організації структури проекту використовуються типові шаблони організації програмного коду незалежно від його кінцевого призначення. Саме ці моменти є ключовими в плані подальшого розвитку спеціалізованих програмних інструментів для роботи з такими пристроями.

Екосистема STM32 надає широкий вибір програмних бібліотек і засобів розробки як від STMicroelectronics, так і від сторонніх компаній. При цьому фірмове ПО від ST має величезну перевагу – воно повністю безкоштовне. На даний момент STMicroelectronics і партнери компанії пропонують кілька безкоштовних інструментів, які значно полегшують створення вбудованого ПО для STM32: бібліотеки нижнього і середнього рівня, різні спеціалізовані утиліти, кодогенератор з графічним інтерфейсом STM32CubeMX, інтегровані середовища AC6 System Workbench і Atolic TrueStudio.IDE Atolic TrueStudio заснована на платформі з відкритим вихідним кодом «Eclipse», і не має обмежень в розмірі коду [12].

Компанія STMicroelectronics випускає програмні засоби, що значно спрощують розробку. До цих засобів можна віднести:

- бібліотеки нижнього рівня. Для кожного сімейства мікроконтролерів STM32 компанія STMicroelectronics випускає бібліотеку HAL-драйверів. При їх використанні розробнику доводиться спілкуватися не з окремими регістрами і полями регістрів, а з закінченими функціями. Таким чином, відпадає необхідність в детальному вивченні архітектури контролера. Це з одного боку скорочує час написання коду, а з іншого боку робить його більш зрозумілим;
- бібліотеки середнього рівня. Крім низькорівневих драйверів STMicroelectronics пропонує використовувати різні спеціалізовані бібліотеки, наприклад, для створення файлової системи, для реалізації операційних систем, для роботи з USB і т.д.;
- спеціалізовані утиліти. STMicroelectronics створює невеликі програми, які підвищують комфорт роботи з STM32. Наприклад, утиліта ST MCU Finder значно спрощує вибір оптимального контролера або відладочного набору.

3.2.1 Використання STM32CubeMX

STM32CubeMX – кодогенератор з графічним інтерфейсом, який максимально спрощує настройку мікроконтролерів STM32. Цей інструмент має широкий функціонал (рисунок 3.5).

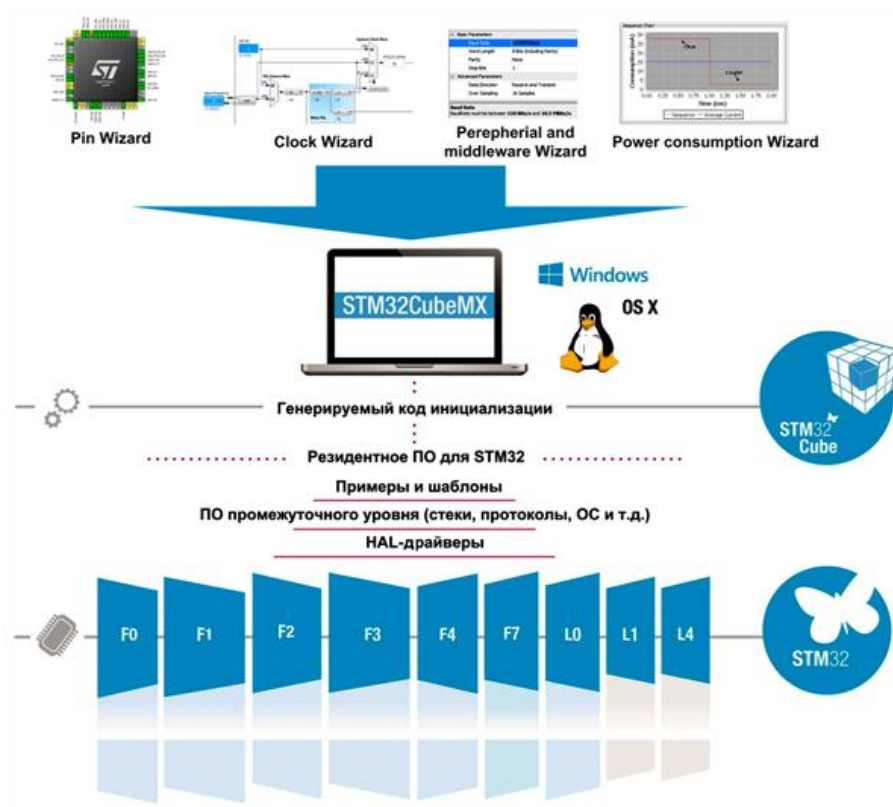


Рисунок 3.5 – Можливості STM32CubeMX

Використання STM32CubeMX дозволяє:

- створювати і редагувати проекти для мікроконтролерів STM32 з подальшою генерацією C-коду для конкретних IDE (IAR TM EWARM, Keil TM MDK-ARM, Atollic TrueSTUDIO і AC6 System Workbench;
- вибирати оптимальний мікроконтролер або відладочну плату з урахуванням особливостей конкретного додатка. Фільтрація проводиться по різних полях (серія, корпус, обсяг пам'яті і т.д.);
- конфігурувати виводи мікроконтролера за допомогою утиліти Pin Wizard з можливістю формування табличного файлу csv для трасувальникові друкованих плат;
- налаштовувати частоти глобальних тактових сигналів і тактових сигналів периферійних пристроїв за допомогою утиліти Clock Wizard;
- налаштовувати параметри ПЗ проміжного рівня (файлова система, стеки протоколів, операційні системи і т.д.) і периферійні блоки за

допомогою утиліти Peripheral and middleware Wizard (вкладка Configuration). При цьому для генерації С-коду можуть використовуватися різні бібліотеки від ST (HAL або LL);

- оцінювати рівень споживання та тривалість роботи акумулятора при заданих налаштуваннях мікроконтролера за допомогою утиліти Power consumption Wizard.

Процес створення проекту (рисунок 3.6) для процесору STM32F103C8T6 складається з декількох кроків. В першу чергу необхідно створити проект виконавши команду «File/New Project», це відкриє вікно вибору пристрою. Завдяки застосуванню фільтрів можна скоротити кількість пристроїв в основному списку і прискорити пошук.

Після вибору цільового пристрою, користувачу доступні 4 вкладки:

- Pinout – налаштування портів вводу/виводу;
- Clock Configuration – налаштування тактування ядра та периферії;
- Configuration – налаштування периферійних модулів;
- Power Consumption Calculator – розрахунок енергоспоживання.

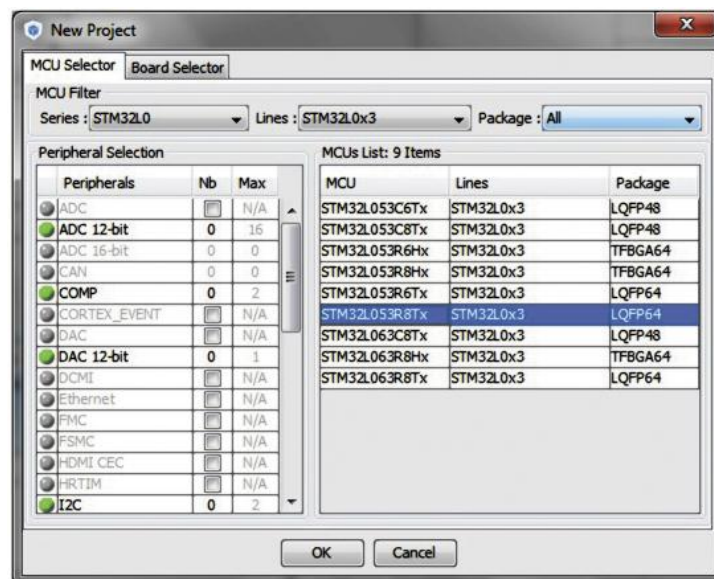


Рисунок 3.6 – Вікно вибору цільового контролера

Розподіл функцій між вкладками дозволяє користувачу працювати з однією групою налаштувань, але дії, виконані на одній, впливають на доступні дії в іншій. Це гарантує цілісність всього рішення і відсутність конфліктів в коді проекту. Створений проект слід зберегти в окрему директорію.

Налаштування функціонального призначення виводів проводиться в першій з чотирьох робочих вкладок. Робоча область вкладки розділена на дві частини: у першій відображається дерево конфігурації периферійних модулів і спеціалізованих програмних компонентів, а в другій організовано графічне представлення МК і використання його виводів. Дерево конфігурації дозволяє не тільки вибрати, які модулі будуть використовуватися, але і вибрати режим використання, додаткові налаштування і так далі. Також відбуватиметься автоматична перевірка того, які модулі не можуть використовуватися або які можливості можуть бути обмежені в зв'язку з проведеними налаштуваннями. Повідомлення про це з'являється у вигляді попереджувальних знаків жовтого або червоного кольору в дереві конфігурації, а відповідні налаштування стають недоступними для редагування. Таким чином, є можливість відразу перевірити доступність одночасної роботи обраного набору модулів, не вдаючись до вивчення документації, оскільки можливий конфлікт буде одразу виявлений.

Вкладка Clock Configuration є однією з найбільш цікавих можливостей. Можливість відстежувати зв'язки між різними складовими компонентами системи тактування і контролювати всі етапи даного процесу це перевага графічного уявлення. Як джерело тактового сигналу можуть використовуватися внутрішні і зовнішні генератори. У загальному випадку джерела тактування поділяють на високошвидкісні (High-speed), низькошвидкісні (Low-speed) і багатошвидкісні (Multi-speed). При цьому всі вони можуть використовуватися для забезпечення роботи різних складових. Важливою характеристикою редактора налаштувань тактування є те, що в якості джерела частоти можуть використовуватися тільки модулі, які

були попередньо обрані серед пристроїв на вкладці Pinout. Аналогічним чином, тактовий сигнал передбачається використовувати тільки для пристроїв, які позначені активними, інакше опції налаштувань будуть просто недоступні.

Крім уже розглянутої настройки периферії в дереві конфігурації на першій вкладці і, в основному, використовуються параметри, що впливають на використання виводів, присутній також окрема вкладка Configuration, призначена для цих цілей. За своєю структурної організації вона аналогічна першій: присутні дерево конфігурації використовуваних модулів, а також модулів, які не вимагають використання виводів МК, частина з візуальними компонентами, які надають доступ до більш детальної налаштування системи. Візуальні компоненти згруповані відповідно до функцій пристрою для налаштувань (системні, функції управління, обміну даними та інші). Крім того, в даному випадку дерево конфігурацій забезпечує значно менше налаштувань, ніж в попередньому випадку: основна частина налаштувань перенесена на індивідуальне вікно вибору параметрів роботи модуля, яке відкривається натисканням кнопки з позначенням модуля.

Перейшовши на вкладку Power Consumption Calculator, з'являється можливість задати послідовність режимів, в яких буде працювати пристрій, а також вибрати задіяні периферійні пристрої для кожного режиму. Для розрахунку часу функціонування пристрою користувач може створити свій тип батареї або вибрати її в списку, що випадає зліва. Таким чином, можна створити повний представлення пристрою, сформулювати звіт і зберегти його в одному з відомих форматів для звіту.

Лістинг 3.1 – Зразок коду, що згенерований за допомогою STM32CubeMX

```
/* USER CODE BEGIN 0 */
void HAL_TIM_PeriodElapsedCallback(TIM_HandleTypeDef *htim)
{
    if (htim->Instance==TIM1) //check if the interrupt comes
    from TIM1
```



```

{
HAL_GPIO_TogglePin(Led_GPIO_Port, Led_Pin); //Toggle the
state of pin
}
}
/* USER CODE END 0 */

int main(void)
{
...
/* USER CODE BEGIN 2 */
HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim1);
/* USER CODE END 2 */
/* Infinite loop */
/* USER CODE BEGIN WHILE */
while (1)
{
/* USER CODE END WHILE */
/* USER CODE BEGIN 3 */
}
/* USER CODE END 3 */
}

```

STM32CubeMX забезпечує генерацію проектів для трьох різних середовищ розробки / наборів інструментів: MDK-ARM, EWARM, TrueSTUDIO [1]. Даний параметр можна встановити за допомогою налаштувань, виконавши команду «Project / Settings». Виконати генерацію проекту можна командою меню «Project / Generate Code». Згенерований проект можна знайти в папці з файлом проекту візуального редактора. Якщо всі дії виконані правильно, проект повинен зібратися без помилок у відповідному середовищі розробки. Після цього він готовий до внесення подальших змін.

Якщо в процесі проектування програми користувачеві необхідно додати додатковий периферійний модуль, це не становить жодних проблем. Потрібно просто вибрати модуль, конфігурувати його і викликати команду «Project / Generate Code». Система додасть необхідний функціонал в вихідний проект, не пошкодивши вже виконану роботу програміста.

Таким чином, даний програмний продукт є потужним інструментом, що надає широкі можливості для спрощення роботи програміста і дозволяє скоротити загальний час, необхідний на розробку.

3.2.2 Використання Atollic TrueSTUDIO

TrueStudio є повноцінним інтегрованим середовищем розробки вбудованого ПЗ для мікроконтролерів STM32. Зовні TrueStudio надзвичайно схожа на AC6 System Workbench. Так як обидва середовища використовують платформу Eclipse. Також в основі TrueStudio лежать ті ж відкриті проекти компілятора GCC і відладчика GDB.

TrueStudio працює тільки з STM32 і підтримує всі мікроконтролери сімейства. Крім того, в TrueStudio є підтримка більшості відладочних плат від STMicroelectronics. Користувач може відкрити готові демонстраційні проекти без скачування будь-яких додаткових файлів. Великою перевагою є можливість створювати і редагувати проекти, написані на C / C ++. Існує можливість створення дерева проектів, що дуже зручно при паралельній роботі з декількома додатками.

TrueStudio надає користувачам можливість ручного розміщення коду і даних в пам'яті мікроконтролера. Програма забезпечує формування виконавчого коду в різних форматах, а також дозволяє створювати статичні бібліотеки, що значно економить час на перекомпіляцію.

IDE TrueStudio підтримує роботу з використанням всіх популярних відладчиків, в тому числі, ST-Link, SEGGER, P&E micro та ін. Середовище має підтримку точок зупинки та покрокового виконання. У процесі налагодження програміст отримує доступ до всіх регістрів і пам'яті. Крім того користувачу доступні різні аналізатори (пам'яті, стека, помилок).

Середовище забезпечує одночасну роботу кількох користувачів над проектом за рахунок підтримки систем контролю версій: CVS, SVN, Git.

Робота у цьому середовищі в цілому аналогічна роботі у середовищі Eclipse .

4 КЕРІВНИЦТВО КОРИСТУВАЧА

Пульсоксиметр це неінвазивний прилад, що застосовується для вимірювання насичення крові киснем (SpO_2) та частоти пульсу дорослих та дітей, дома та в лікарні.

Пульсоксиметр складається з монітора, що включає в себе батареї і екран і датчика сприймає пульс.

Візуальні і звукові тривоги, які індивідуально налаштовуються під кожен з параметрів допоможуть якісного контролювати стан пацієнта.

Під час роботи монітор постійно оновлює свої обчислення, щоб видати поточні показання кисневої сатурації і частоти серцевих скорочень. Індикатор пульсу відображається постійно, даючи інформацію про стан кровообігу. Висота звукового сигналу змінюється в залежності від рівня сатурації, будучи важливим аспектом безпеки. Висота звуку падає, коли падає сатурація і зростає, коли вона відновлюється. Це дозволяє відразу почути зміни рівня сатурації, без необхідності постійно дивитися на монітор.

Монітор вимагає делікатного ставлення, чутливий до високих температур і може бути пошкоджений пролиттю на нього рідиною. Очищення монітора проводиться обережним протиранням вологою тканиною. Монітор, коли не використовується, повинен бути підключений до мережі електроживлення для гарантії, що батарея повністю заряджена [15].

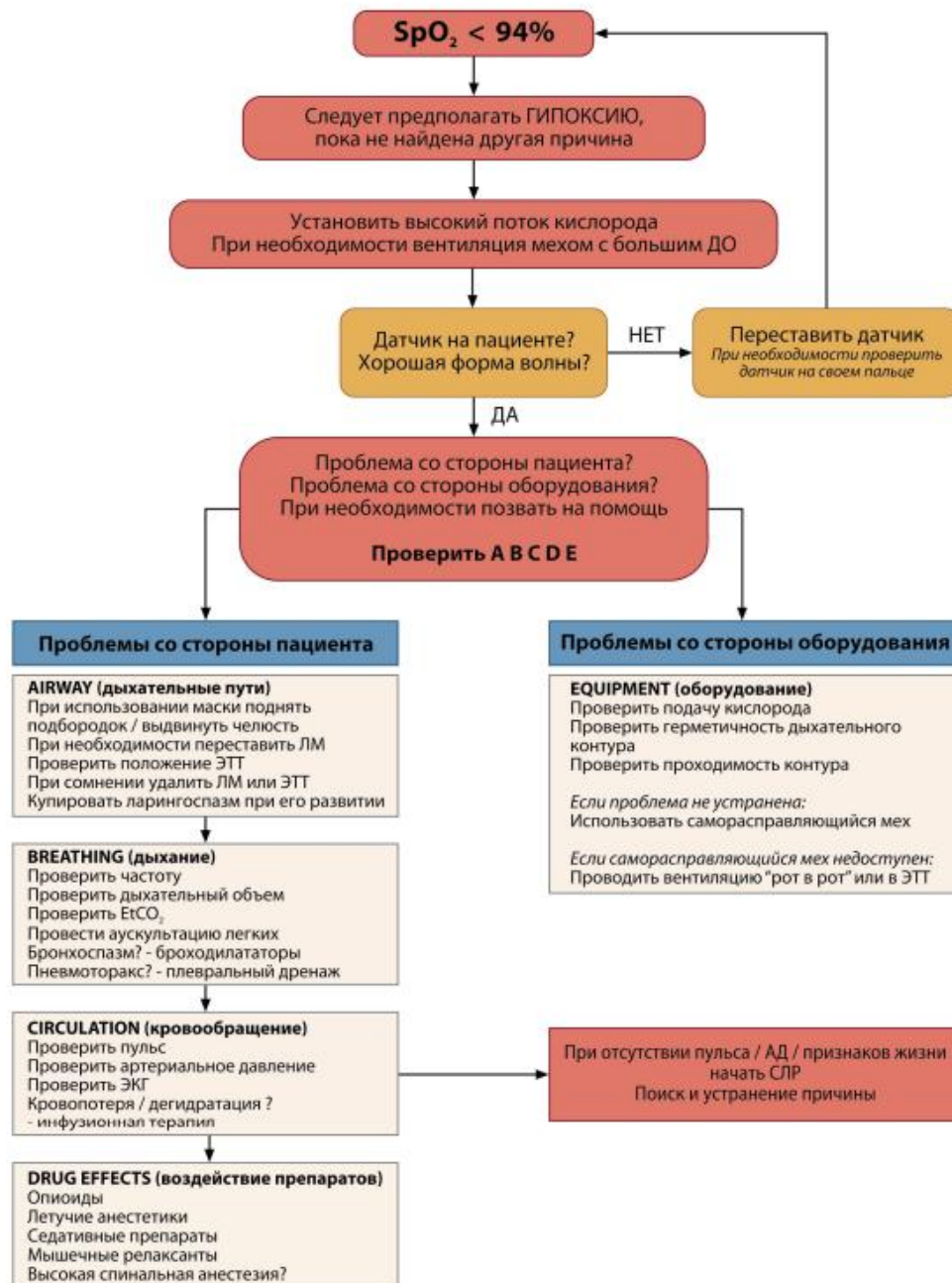


Рисунок 4.1 – Тактика лікування при $SpO_2 < 94\%$

4.1 Порядок застосування

Порядок користування приладом наступний:

- під'єднайте датчик SpO_2 до пульсоксиметра;
- увімкніть прилад;
- налаштуйте необхідні рівні тривоги та інші налаштування;

- вставте палець пацієнта до датчика SpO_2 ;
- почекайте декілька секунд поки пристрій шукає пульс та вираховую кисневу сатурацію;
- інформація про стан пацієнта відобразиться на екрані пульсоксиметра.

4.2 Застереження при використанні

При використанні треба дотримуватись певних правил:

- палець повинен бути розміщений правильно, при неправильному розміщенні датчика вимірювання може бути не точним;
- SpO_2 датчик та фотоприймач мають бути розміщені відповідно до малих артерій;
- SpO_2 датчик не повинен бути використаний на тій же кінцівці що й з артеріальним каналом, манжетою кров'яного тиску чи внутрішньою ін'єкцією;
- переконайтеся, що оптичний шлях вільний від будь-яких оптичних перешкод;
- надлишкове світло може вплинути на результат вимірювання;
- активність користувача під час вимірювання, електрохірургічне оточення може також вплинути на точність;
- можлива проблема завищення показників коли пацієнт страждає від токсикозу викликаного вуглекислим газом, прилад не рекомендується використовувати людям в такій ситуації;
- вимірювання буде не точним, якщо у користувача довгі нігті, нігті покриті лаком, гелем чи акрилом.

5 ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ РОБОТИ

5.1 Ідея проекту та стейкхолдери

У даному проекті метою було розробити пристрій вимірювання показників пульс симетрії на базі мікропроцесорної системи STM32. Ідею проекту розглянуто в таблиці 5.1

Таблиця 5.1 – Опис ідеї пристрою

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для споживачів (користувачів)
Створити доступний у використанні прилад для вимірювання показників пульсоксиметрії на сучасній мікропроцесорній системі STM32	Медичні заклади та установи	Швидко оцінити стан здоров'я та виміряти показники пульсоксиметрії
	Будинок пристарілих	Самостійне слідкування за показниками пульсоксиметрії, що дозволить вчасно звернутися до медичного закладу
	Тренажерні зали та фітнес центри	Швидко та точно вимірювання показників пульсоксиметрії буде доречно для контролю тренування

Існуючий ринок потенційних клієнтів великий. У придбанні розробленого пристрою зацікавлені в багатьох сферах суспільства. Також, на сьогоднішній день, ринок наповнений альтернативними пристроями, що конкурують. Попередня характеристика потенційного ринку розглянута в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Попередня характеристика потенційного ринку

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Головні конкуренти	Пульсоксиметр «Ютас Ютасоксі-200» (Україна)
		Пульсоксиметр «Неасо G1B» (Китай)
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.

В таблиці 5.3 приведено попередню характеристику потенційних клієнтів, що показує актуальність даного проекту.

Таблиця 5.3 – 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.	Надійний та легкий у використанні прилад
2.	Швидкодія	Пацієнти	Обмеженість в часі.	Швидке вимірювання показників пульсоксиметрії для подальшого лікування.
3.	Доступний та зрозумілий інтерфейс приладу.	Похили люди	Складність використання надскладного пристрою	Простий алгоритм дії.

У таблиці 5.4 приведено аналіз середовища реалізації інноваційного проекту.

Таблиця 5.4 – SWOT-аналіз пристрою пульсоксиметрії

Сильні сторони :	Слабкі сторони :
<ul style="list-style-type: none"> - Компактність; - Економічність; - Простота у використанні. - Швидкодія. 	<ul style="list-style-type: none"> - Незначна похибка у вимірюванні;
Можливості :	Загрози :
<ul style="list-style-type: none"> - Одночасне вимірювання декількох показників; - Вимірювання пульсу якнайшвидше у екстремальних ситуаціях. 	<ul style="list-style-type: none"> - Неспроможність надати достовірні вимірювання на 100 %.

Визначимо стратегію охоплення ринку та опис цільових груп споживачів.

Таблиця 5.5 Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клаєнтів	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 прототипів, завжди можна зацікавити споживача функціоналом, в даному випадку це вимірювання одночасно декількох	Медичні установи	Багато схожих моделей з таким же функціоналом.	Пристрій досить бюджетний, що виводить його в лідери на ринку.

Продовження таблиці 5.5

		показників пульсоксимет рії.			
2	Спортсмени – люди, які контролюють показники пульсоксимет рії для планування тренування.	Доступна ціна та багатозадачність стануть головними важелями у виборі пульсоксимет ру.	Фітнес центри та тренажерні зали	–	–
3	Пенсіонери – літні люди, для яких простота використання понад усе.	Простий пульсоксимет р завжди буде в пріоритеті .	Аптеки	Багато приладів, які мають складний алгоритм використання.	Відсутність складних маніпуляцій у використан ні.
Обрано такі цільові групи : Пацієнти та спортсмени.					

Визначимо стейкхолдерів проекту. У нашому випадку – це пацієнти та спортсмени, сторона, на яку потрібно зважати, враховуючи їх потреби.

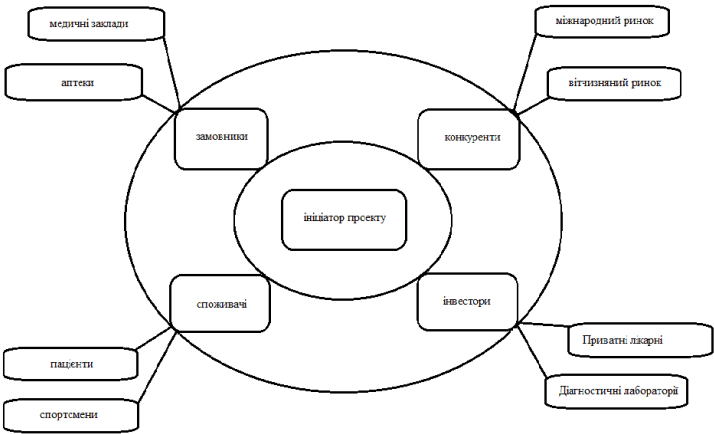


Рисунок 5.5 – Карта стейкхолдерів пристрою для вимірювання показників пульсоксиметрії

5.2 Визначення витрат на розробку і проектування

5.2.1 Визначення вартості на витратні матеріали

До цієї статті включається вартість основних і допоміжних матеріалів (папір, модуль пам'яті USB, картридж, тонер, канцелярські товари і т.д.), необхідних для розробки проекту мережі. Розрахунок наводиться в табл. 5.6.

Транспортно-заготівельні витрати приймаються рівними 3-10% вартості матеріалів.

Таблиця 5.6 – Визначення вартості на витратні матеріали

Найменування, вид, тип, марка	Одиниця виміру	Ціна за одиницю, грн.	Кількість од.	Сума витрат, грн.
1	2	3	4	5
Папір офісний Crystal PRO A4 80 г / м2 500 л	упаковка	92,25	2	184,5
Набір чорнографітних олівців шестикутних 12 шт Skiper SK-9307	упаковка	36,45	1	36,45
Комплект ластиків Milan 3x124	упаковка	23,20	1	23,20
Книга записна Axent Partner A6 96 арк.	штука	52	4	208
Модуль пам'яті USB Silicon Power 16GB	штука	144	4	576
Картридж HP 83A LaserJet Black	штука	624,35	1	624,35
Всього	—	—	—	1652,5

Транспортно-заготівельні витрати = $1652,5 * 0.1 = 165,25$ (грн).

Витрати на матеріали разом з транспортно-заготівельними витратами:

$$1652,5 + 165,25 = 1817,75 \text{ (грн).}$$

5.2.2 Розрахунок основної заробітної плати

Витрати по цій статті складаються з планового фонду зарплати всіх категорій працівників, зайнятих розробкою проекту.

Розрахунок приводиться в таблиці 5.7.

Таблиця 5.7 – Розрахунок основної заробітної плати персоналу, що працює над проектом

Посада виконавця	Кількість, люд.	Місячний оклад, грн.	Середньоденна зарплата, грн.	Кількість днів роботи	Сума основної заробітної плати, грн.
Керівник проекту	1	11300	513,63	7	3595,41
Інженер-електронік	1	9000	409,09	28	11454,52
Інженер-програміст	1	9200	418,18	27	11290,86
Економіст	1	8000	363,63	11	3999,93
Всього	4	-	-	73	30340,72

5.2.3 Розрахунок додаткової заробітної плати

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

$$ЗП_d = 30340,72 * 0.28 = 8495,40 \text{ (грн).}$$

5.2.4 Розрахунок єдиного соціального внеску

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

$$ECB=0,22 \cdot (30340,72 + 8495,40) = 8543,94(\text{грн}).$$

5.2.5 Розрахунок витрат на спеціальне устаткування

До цієї статті входять витрати на придбання, транспортування, монтаж, налагодження та експлуатацію спеціального устаткування, використовуюваного при проектуванні для проведення розрахунків, іспитів і експериментів. До цього відносять ЕОМ, принтери, сканери, модеми й інше дороге устаткування тривалого користування (тобто основні фонди, що використовуються).

Тут же враховуються витрати на оплату машинного часу вже наявних використовуваних ЕОМ, які можуть бути визначені за формулою:

$$C_{\text{мч}} = P_{\text{експ}} * T_{\text{м}},$$

де: $C_{\text{мч}}$ – витрати на оплату машинного часу, грн.;

$P_{\text{експ}}$ – експлуатаційні витрати на одну годину машинного часу ЕОМ даного типу, грн./год.;

$T_{\text{м}}$ – час використання ЕОМ даного типу при проектуванні, год.

Устаткування потрібно для виконання робіт тривалістю $73 \cdot 0,8 = 59$ днів (80% від загального обсягу робіт). Помноживши на тривалість робочого дня (8 год.) Отримаємо машинний час $59 \cdot 8 = 472$ год. Експлуатаційні витрати на одну годину робочого часу обладнання визначається за кошторисом витрат на утримання і експлуатацію устаткування (таблиця 5.9) і річний ефективний фонд часу ($\Phi_{\text{еф}}$) може бути прийнятий 1800 год.

Амортизаційні відрахування визначають за формулою:

$$B_a = \Phi_6 / T_{\text{сл}},$$

де: Φ_6 – балансова вартість устаткування, грн.;

$T_{\text{сл}}$ – термін корисного використання об'єкта основних засобів.

Балансова вартість устаткування й програмного забезпечення включає в себе витрати на транспортування, монтаж й налагодження (15-20% від вартості обладнання).

Таблиця 5.8 – Розрахунок вартості офісного обладнання

Найменування обладнання	Од. виміру	Кількість	Ціна за од.	Сума, грн
Ноутбук HP 250 G6	Штука	4	9980	39920
МФУ HP LaserJet M125a	Штука	1	2643	2643
Маршрутизатор Xiaomi WiFi MiRouter 3	Штука	1	852	852
Коммутатор TP-LINK TL-SG108	Штука	1	730	730
Всього	-	-	-	44145

Балансова вартість:

$$\Phi_6 = 44145 * 1,15 = 50766,75 \text{ (грн)}.$$

Отримаємо амортизаційні відрахування підставивши в формулу значення балансової вартості використовуваного обладнання:

$$B_a = 50766,75 / 2 = 25383,37 \text{ (грн)}.$$

Витрати на електроенергію, враховуючи що 4 комп'ютери працюють 8 годин на день 248 днів в році, споживаючи 450 Вт потужності при вартості 1 кВт - год електроенергії 2,16 грн.:

$$B_{\text{элэн}} = 248 * 8 * 2,16 = 4285,44 \text{ (грн)}.$$

Оплату праці фахівця з ремонту і експлуатації комп'ютерів, виходячи з того, що його місячна заробітна плата становить 5500 грн., Доплати 20% і єдиний соціальний внесок становлять 22%, а роботі над даним проектом він приділяє 5% свого робочого часу:

$$B_{\text{зп}} = 5500 * 1,2 * 1,22 * 12 * 0,05 = 4831,2(\text{грн}).$$

Таким чином, сума витрат на експлуатацію обладнання становить:

$$4285,44 + 4831,2 = 9116,64(\text{грн}).$$

Витрати на поточний ремонт обладнання приймаються рівними 3% від балансової вартості обладнання, що становить:

$$50766,75 * 0,03 = 1523 (\text{грн}).$$

Інші витрати приймаються рівними 4% від всіх попередніх статей витрат на утримання і експлуатацію устаткування, тобто:

$$0,04 * (25383,37 + 9116,64 + 1523) = 1440,92(\text{грн}).$$

Таблиця 5.9 – Кошторис витрат на утримання та експлуатацію устаткування

Стаття витрат	Сума, грн.
Амортизація устаткування	25383,37
Експлуатація устаткування (крім витрат на поточний ремонт)	9116,64
Поточний ремонт устаткування	1523
Інші витрати	1440,92
Всього	37463,93

Розділивши підсумкове значення таблиці 5.9 на фонд часу (1800 годин у рік). Отримаємо експлуатаційні витрати на 1 годину машинного часу:

$$P_{\text{експ}} = 37463,93 / 1800 = 20.81 (\text{грн/год.})$$

А за весь час розробки:

$$C_{\text{мч}} = 472 * 20.81 = 9822,32 (\text{грн}).$$

5.2.6 Розрахунок накладних витрат

До накладних витрат відносяться витрати на загальне управління і загальногосподарські витрати (заробітна плата працівників апарата управління, канцелярські витрати, утримання та експлуатація будівель і т.д.). Накладні витрати включаються у вартість проектування непрямым шляхом, тобто - пропорційно основній заробітній платі виробничого персоналу (60 - 100 %).

$$30340,72 * 0.7 = 21238,50 (\text{грн}).$$

Інші витрати приймаються на рівні 12% від суми попередніх статей витрат.

На підставі всіх попередніх розрахунків складаємо кошторис вартості робіт, яка представлена в таблиці 5.10.

Таблиця 5.10 – Кошторис вартості робіт

Стаття витрат	Сума, грн	Структура, %
Матеріали	1652,5	2,02
Основна заробітна плата	30340,72	37,14
Додаткова заробітна плата	8495,40	10,40
Єдиний соціальний внесок	8543.94	10,46
Витрати на спеціальне обладнання	9822,32	12,02

Продовження таблиці 5.10

Накладні витрати	21238,50	26
Інші витрати	1601,87	1,96
Всього	81695,25	100

5.3 Визначення економічної ефективності проекту

Результативність проекту можна визначити за повною рішень поставленого завдання: отриманий результат відповідає планованому, задовільний (часткове рішення) або негативний.

Аналіз залежності між цими показниками й витратами на їх досягнення дає можливість кількісної оцінки техніко-економічної ефективності проекту за формулою:

$$1K_{\text{пр}} = \frac{J^n * R * T}{B_{\text{пр}} * t_{\text{пр}}},$$

де $K_{\text{пр}}$ – рівень ефективності дослідження (коефіцієнт техніко-економічної ефективності проекту);

J^n – важливість роботи;

R – результативність роботи;

T – технічна складність виконання проекту;

$B_{\text{пр}}$ – витрати на проведення проекту, тис. грн.;

$t_{\text{пр}}$ – тривалість проведення проекту, років;

n – показник використання результатів проекту:

$n=0$ – результати проекту не використовуються;

$n=1$ – результати проекту використовуються частково;

$n=2$ – результати проекту використовуються в дослідно-конструкторських роботах (ДКР);

$n=3$ – результати проекту можуть бути використані без проведення ДКР.

Допустимі значення оціночних факторів надані в табл. 5.11.

Таблиця 5.11 – Значення оціночних факторів

Оціночні фактори	J	R	T	$B_{\text{пр}}$	$T_{\text{пр}}$	n
Допустимі значення	2...5	1...4	1...3	–	–	1...3
Прийняті значення	3	2	2	81695,25	0.2	2

При значенні $K_{\text{пр}} \geq 1$ дослідницька робота вважається ефективною.

$$K_{\text{пр}} = \frac{3^2 * 2 * 2}{81695,25 * 0.2} \approx 2,3$$

Оскільки $K_{\text{ндр}} \approx 2,3$, проведена робота по проекту «пристрій цифрової пульсоксиметрії на базі мікропроцесора STM32» вважається економічно ефективною.

6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Головною метою охорони праці є створення на кожному робочому місці безпечних умов праці, безпечної експлуатації обладнання, зменшення або повна нейтралізація дії шкідливих і небезпечних виробничих факторів на організм людини і, як наслідок, зниження виробничого травматизму та професійних захворювань.

Дана робота посвячена розробці пристрою цифрової пульсоксиметрії на базі мікроконтролера STM32. При його виготовленні виникає вплив ряду небезпечних шкідливих факторів. Нижче проводиться аналіз їх впливу і розробляються захисні заходи.

6.1 Аналіз потенційних небезпек

Основна робота у процесі розробки проекту буде проводитися інженером-радіотехніком за комп'ютером, тому необхідно проаналізувати можливі небезпеки саме при роботі з комп'ютером і з електронною технікою.

В процесі роботи на комп'ютері користувач піддається впливу ряду несприятливих і шкідливих факторів, що істотно знижує продуктивність його праці. До таких факторів можна віднести:

- небезпека значення напруги в електричному ланцюзі;
- підвищений рівень статичної електрики;
- недостатня освітленість робочої зони;
- підвищена температура поверхонь обладнання;
- підвищена температура повітря робочої зони і знижена відносна вологість повітря.

У сучасних комп'ютерах дуже висока щільність розміщення елементів електронних схем. У безпосередній близькості один від одного розташовуються сполучні дроти, комутаційні кабелі. При протіканні по них електричного струму виділяється значна кількість теплоти, що може привести до підвищення температури;

- електромагнітне випромінювання. Внаслідок знаходження в приміщенні працівники піддаються впливу електромагнітних полів від працюючих комп'ютерів;

- неправильна освітленість. Внаслідок, як правило, слабкої освітленості робочого приміщення, створюється різкий контраст між яскравістю моніторів і освітленістю навколишніх предметів, що шкідливо позначається на зорі користувачів, що користуються комп'ютерами в конференц-залі;

- підвищений рівень шуму від працюючих комп'ютерів;

- підвищений або знижений рівень негативних і позитивних аероіонів;

- пряма і відбита яскравість;

- зорова напруга;

- підвищена інформаційна, статична і нервово-емоційне навантаження.

Освітленість ділянок повинна відповідати нормам. Недостатнє освітлення впливає на функціонування зорового апарату, тобто визначає зорову працездатність, на психіку людини, його емоційний стан, викликає втому центральної нервової системи, що виникає в результаті докладених зусиль для впізнання чітких або сумнівних сигналів.

Комфортні і безпечні умови праці є одним з основних факторів, що впливають на продуктивність праці людей, що працюють з персональними комп'ютерами.

Для правильної роботи і важливим фактором є необхідність звести до мінімуму потенційні небезпеки, які можуть стати причинами травм або навіть смертельних випадків. Всі потенційні небезпеки мають свої методи вирішення та попередження виникнення.

Найбільш поширеною небезпекою при роботі з комп'ютером є ураження електричним струмом. Найчастіше такі травми можуть виникати при дотику безпосередньо до струмоведучих частин комп'ютерів. Це може

статися через несправність комп'ютерів, помилкові дії персоналу, коли роботи виконуються поблизу або безпосередньо на струмопровідних елементах, що знаходяться під напругою, а також у зв'язку з поганим заземленням. Перевантаження електричної мережі від впливу великої кількості електроприладів одночасно може викликати значні матеріальні збитки та виникнення небезпечних ситуацій для співробітників підприємства.

Крім небезпечних факторів, також існують шкідливі фактори, негативний вплив яких накопичується і проявляється через певний час, до них відносяться:

- температура повітря робочої зони не відповідає санітарним нормам (занадто висока або занадто низька, найчастіше висока);
- вологість повітря (знижена або підвищена);
- виділення в повітря хімічних речовин, які містяться в пластмасах, електронних компонентах (конденсаторах, акумуляторах) з яких складається обчислювальна та оргтехніка;
- відсутність або недолік природного освітлення;
- недостатнє або підвищений штучне освітлення робочої зони;
- нервово-емоційні навантаження;
- незадовільна організація робочого місця.

6.2 Заходи щодо забезпечення безпеки

На сьогоднішній день діючою системою стандартів з електробезпеки в Україні є ДСТУ 7237: 2011. «Система стандартів безпеки праці. Електробезпека. Загальні вимоги та номенклатура видів захисту »

Даний стандарт поширюється на електрообладнання виробничого та побутового призначення на етапах проектування, виробництва, монтажу, налагодження, випробування і експлуатації і встановлює загальні вимоги щодо попередження небезпечного і шкідливого впливу на людей

електричного струму, електричної дуги і електромагнітного поля, а також номенклатуру видів захисту від впливу зазначених факторів.

Згідно ДСТУ 7237: 2011, електробезпека забезпечується:

- конструкцією електроприладів;
- організаційними і технічними заходами;
- технічними способами і засобами захисту.

Проведені заходи щодо забезпечення безпеки відповідають чинним стандартам ДСТУ 7237: 2011.

Для забезпечення безпеки працівників були проведені організаційні заходи:

- надані права і затверджені списки осіб, відповідальні за безпечне виконання робіт;
- проведені інструктажі по роботі з електричними приладами;
- проведено навчання правилам електробезпеки, атестація;
- призначено відповідальних осіб за безпеку;
- проводяться періодичні огляди, вимірювання та випробування електрообладнання.

Застосовані наступні технічні засоби захисту:

- захисне заземлення;
- захисне відключення;
- захисне розділення мереж;
- захист від небезпеки переходу високої напруги на сторону нижчої;
- захисне шунтування;
- забезпечення недоступності струмоведучих частин;
- контроль ізоляції;
- знаки небезпеки.

Індивідуальні захисні засоби, які застосовуються для захисту від ураження електричним струмом:

- основні ізолюючі захисні засоби (діелектричні рукавички, ізольований інструмент);

- додаткові захисні засоби (діелектричні килимки і підставки);

- допоміжні пристосування (екрани, монтерські і т.д.).

Технічні заходи були проведені з урахуванням всіх факторів, зазначених у ДСТУ 7237: 2011, наприклад номінальну напругу, вид і частота струму, спосіб електропостачання, типу заземлення системи, умов зовнішнього середовища і т.д. Проведені технічні заходи:

- захисне заземлення, виконане у вигляді вбитого в землю штиря на глибину 3-4 м;

- здійснено монтаж шини заземлення.

Заземлювачі з метало зв'язком утворюють жорсткий цілісний контур заземлення. Заземлювальні провідники з'єднують заземлювальні клеми електроустановок з шиною заземлення. Перетин шини не менше 4мм^2 , а забарвлення оболонки - жовта з поздовжньою зеленою смугою.

6.3 Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці

Конституція України гарантує кожному громадянину право на належні, безпечні і здорові умови праці.

Площа приміщень, в яких розташовують персональні комп'ютери, визначають згідно з чинними нормативними документами. Згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 з розрахунку на одне робоче місце, обладнане ПК, встановлені такі норми:

- площа – не менше $6,0\text{ м}^2$;

- обсяг – не менше ніж $20,0\text{ м}^3$.

Заземлення конструкції, які знаходяться в приміщеннях (батареї опалення, водопровідні труби, кабелі із заземленим відкритим екраном і т.п.), надійно захищені діелектричними щитками або сітками від випадкового дотику.

Також в цих приміщеннях є медичні аптечки першої допомоги, системи автоматичної пожежної сигналізації та переносні вуглекислотні вогнегасники. Проходи до засобів пожежогасіння є вільними.

Звукоізоляція огорожувальних конструкцій приміщень з ВДТ здійснена відповідно до вимог СН 3223-85, ГОСТ 12.1.003-83, ГОСТ 12.1.012-90.

Правилами встановлюються висота робочої поверхні робочого столу і ряд вимог до стільців. Так, згідно з п. 4.8 ДСанПіН 3.3.2.007-98 робочі стільці підйомно-поворотні, регулюються по висоті, з кутом нахилу сидіння та спинки, від спинки до переднього краю сидіння поверхня сидіння плоска, передній край - округлений. Регулювання за кожним із параметрів може здійснюватися незалежно, легко і надійно фіксуватися.

Поверхня сидіння і спинки стільця напівм'яка з нековзним, повітронепроникним покриттям, яке легко чиститься і не електризується (п. 4.12 ДСанПіН 3.3.2.007-98).

Приміщення можуть бути обладнані шафами для зберігання документів, магнітних дисків, полицями, стелажми, тумбами тощо з урахуванням вимог необхідних для виконання роботи.

Поверхня підлоги рівна, неслизькою, з антистатичними властивостями.

У приміщеннях на робочих місцях забезпечуються оптимальні значення параметрів мікроклімату: температури, відносної вологості і рухливості повітря відповідно до норм і правил, а також ДБН В.2.5-67 діє до: 2013 "Опалення, вентиляція і кондиціонування", затверджених наказом Мінрегіону від 25.01.2013 р № 24.

В приміщенні температура становлять 22-25 °С, відносна вологість повітря - 40-60%, швидкість руху повітря - не більше 0,1 м/с. Що відповідно до санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99, входить в межі норми.

Для підтримки необхідного мікроклімату були встановлені системи кондиціонування повітря і забезпечені місця для установки систем зволоження.

Робочі місця, згідно п. 4.3 ДСанПіН 3.3.2.007-98, розташовуються щодо світлових прорізів так, щоб природне світло падало переважно з лівого боку.

Робоче приміщення відповідає вимогам роботи високої точності з розрядом зорової роботи III, підрозряд "Б" за умовами ДБН В.2.5-28-2006

Для визначення штучного освітлення зробимо розрахунок. У приміщенні радіоелектронної лабораторії виробляють роботи III підрозряд Б, отже, нормованої вважається освітленість $E_n=200$ лк. Для приміщень висотою до 6 м досить використовувати люмінесцентні лампи (ЛЛ) світильники типу ЛПП ($[L/h]=1.4$). Відповідно $k_3=1.4$, $z=1.1$. Радіоелектронна лабораторія розмірами 7x12x3,2 м має наступні коефіцієнти відображення 70,50,30 % та коефіцієнт використання світлового потоку $\eta = 60\%$.

Розрахунок індексу приміщення:

$$i = \frac{A*B}{H*(A+B)} = \frac{12*7}{2.4*(12+7)} = \frac{84}{45.6} = 1.84,$$

де: А– довжина приміщення, м;

В– ширина приміщення, м;

Н– висота підвісу світильника над робочою поверхнею, м

Кількість рядів світильників у приміщенні:

$$N_p = \frac{B}{(H-h_p)[L/h]} = \frac{7}{(3.2-0.8)*1.4} = \frac{7}{3.36} \approx 3 \text{ ряди} ,$$

де: Н – висота приміщення, м;

h_p – висота робочої поверхні, м.

$[L / h]$ – числове значення коефіцієнта світильника.

Максимально допустима відстань між рядами світильників:

$$L_{max} = \frac{B}{N_p} = \frac{7}{3} = 2.34 \text{ м},$$

Висота підвісу світильника над робочою поверхнею:

$$h = \frac{L_{max}}{[L/h]} = \frac{2.34}{1.4} = 1.67 \text{ м}$$

Сумарний світловий потік освітлювальної установки у приміщенні:

$$\Phi_{\Sigma} = \frac{E_n * A * B * k_3 * z}{\eta} = \frac{200 * 12 * 7 * 1.4 * 1.1}{0.62} = 41729 \text{ лм},$$

де: E_n – рівень нормованого загального освітлення, лк;

z – коефіцієнт нерівномірності (мінімальної) освітленості, для люмінесцентних ламп дорівнює $z = 1.1$.

Умовна загальна кількість світильників у приміщенні:

$$N_{св}^* = \frac{A * B}{L_{max}^2} = \frac{84}{5.48} \approx 15 \text{ шт.}$$

Сумарний світловий потік освітлювальної установки у приміщенні:

$$\Phi_{л}^* = \frac{\Phi_{\Sigma}}{N_{св}^* * n} = \frac{41729}{15 * 2} = 1391 \text{ лм.}$$

За даними визначаємо необхідний тип ламп ЛДЦ - Рл=30 Вт, $\Phi_{л}=1500$ лм.

Штучне освітлення здійснюється за допомогою 15 світильників (30 ламп) та загальна потужність освітлювальної установки дорівнює:

$$P_{\Sigma} = N_{\text{л}} * P_{\text{л}} = 30 * 30 = 900 \text{ Вт.}$$

6.4 Заходи з пожежної безпеки

Протипожежний захист – це комплекс організаційних і технічних заходів, спрямованих на забезпечення безпеки людей, запобігання пожежі, обмеження її розповсюдження, а також на створення умов для успішного гасіння пожежі.

Комплекс протипожежних заходів для приміщення, в якому розробляється проект, обладнаного персональним комп'ютером з візуальним дисплейним терміналом, розроблений згідно вимог НАПБ А.01.001-2014 «Правила пожежної безпеки в Україні» та НАПБ В.01.056-2013/111 «Правила будови електроустановок. Пожежна безпека електроустановок. Інструкція».

Виробничий центр, згідно ДСТУ Б В.1.1-36:2016 «Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою» відноситься до категорії «Г», а клас можливої пожежі, згідно ДСТУ EN 2:2014 «Класифікація пожеж (EN 2:1992, EN 2:1992/A1:2004, IDT)», визначається як «А».

У разі, якщо виникла пожежа у приміщенні виробничого центру, для евакуації персоналу відповідно до ДБН В.1.1-7:2016 «Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги» передбачені виходи, з обох сторін приміщення (вікно, яке виходить на пожежні сходи та вхідні двері. Спираючись на п. 2.29 (табл. 2) СНиП 2.09.02-85* «Производственные здания», відстань до найближчого евакуаційного виходу від найбільш віддаленого робочого місця не обмежена.

Силові мережі та обладнання виробничого центру відповідають вимогам пожежної безпеки і виконані, враховуючи вимоги НПАОП 40.1-1.32-01 «Правила будови електроустановок. Електрообладнання спеціальних

установок» і ,також,належать до класу обладнання зі ступенем захисту ізоляції IP44, що відповідає класу пожежонебезпечності категорії«Г».

Передбачені слідуючі протипожежні заходи, організаційні та технічні. Відповідно доп.3.1 «ПУЕ», на освітлювальних та силових колах, а також силовому обладнанні, встановлені захисні пристрої, для того щоб від'єднати ділянку електричного кола від джерела живлення, під час короткого замикання.

Згідно вимог ДБН В.2.5-56:2014 «Системи протипожежного захисту», встановлена охоронно-пожежна сигналізація, котра в змозі забезпечити виявлення локальних димових та теплових ознак пожежі.

Згідно з вимогами п. 3.8 розділу «Типові норми належності вогнегасників» ДСТУ 4297:2004 «Пожежна техніка. Технічне обслуговування вогнегасників. Загальні технічні вимоги» для гасіння електроустановок, що знаходяться під напругою, передбачені вуглекислотні вогнегасники ВВК-3,5 – 2 шт. (так як виробничий центр займає по площі 40м², кількість вогнегасників становитиме 1шт. З кількістю діючої речовини в 3 кг і більше на 20м² площі приміщення). Відстань між місцями можливих загорянь і вогнегасниками не більше 10 м.

6.5 Заходи щодо забезпечення безпеки в надзвичайних ситуаціях

Порядок проведення та забезпечення евакуації працівників, службовців промислового об'єкта і населення.

Евакуацією називається організоване вивезення (виведення) робітників і службовців підприємств і організацій, які припиняють або переносять свою діяльність у заміську зону, а також непрацездатного і незайнятого у виробництві населення із зон можливих руйнувань міст і об'єктів, розташованих поза цими міст. Екстрена евакуація населення здійснюється за рішенням начальника ГО відповідного рівня з зон

радіоактивного та хімічного зараження, з зон масових пожеж, а також з районів можливого затоплення.

У будь-яких надзвичайних ситуаціях першорядне значення приділяється термінам евакуації людей з небезпечних зон. У максимально короткий термін евакуації здійснюють комбінованим способом, який полягає в тому, що масовий висновок населення з міст пішки поєднується з вивозом певних категорій населення усіма видами наявного транспорту.

Евакуація населення комбінованим способом здійснюється за територіально-виробничим принципом. Це означає, що виведення в заміську зону більшої частини населення організовується через підприємства, установи та навчальні заклади. Інші евакуюються, як правило, через ЖЕКи і домоуправління за місцем проживання.

Для розселення евакуйованих планується використовувати будинки місцевих жителів, а для розміщення установ - туристичні та спортивні бази, школи, клуби, будинки відпочинку. По завершенні розосередження і евакуації в місті повинні знаходитися тільки працюючі зміни категорійних об'єктів, черговий і лінійний персонал, що забезпечує життєдіяльність міста.

Планування і організація евакуаційних заходів.

Планування евакуації – одне з найважливіших підзадач штабів ГО всіх ступенів. У масштабі міста проведення евакуаційних заходів планується штабом ЦО міста. Основний документ, який визначає обсяг, зміст, терміни проведення заходів по розосередження і евакуації населення і порядок щодо виконання, це план ГО.

Розосередження і евакуація проводяться через збірні евакуаційні пункти (СЕР). Ці пункти призначені для збору, реєстрації евакуйованого населення і населення, розосереджуються та надіслано на пункти (станції, платформи, пристані) посадки або на вихідні пункти пішохідних маршрутів.

Евакуація проводиться за рішенням Кабінету Міністрів України і здійснюється органами виконавчої влади. Рішення на проведення екстреної

евакуації можуть прийняти начальники ЦО об'єкта, району, міста. Підготовча і організаційна робота з проведення евакуації покладається на штаби ГО.

Отримавши розпорядження про проведення евакуації, штаби ЦО об'єктів народного господарства разом з евакуаційними комісіями:

- уточнюють чисельність робітників, службовців і членів їх сімей, які підлягають розосередженню і евакуації, номери залізничних ешелонів, автомобільних колон і пішохідних маршрутів, виділених об'єкта за планом; терміни прибуття на збірний евакуаційний пункт;
- сповіщають і організують збір робітників, службовців і членів їх сімей;
- надають допомогу ЗЕП щодо реєстрації та посадки тих, кого евакуюють, на транспорт, а також у формуванні та відправленні піших колон;
- допомагають місцевим органам в районах розосередження і евакуації розміщувати прибуває населення;
- начальники ЗЕП з отриманням розпорядження про початок проведення евакуаційних заходів:
 - призводять ЗЕП в готовність до прийому евакуйованих;
 - уточнюють порядок відправлення робітників і службовців підприємств, установ і організацій, номери виділених залізничних ешелонів (автоколон, суден), час їх подачі і відправлення, номери пішохідних маршрутів, склад піших колон і вихідні пункти.

У міру прибуття населення начальники ЗЕП разом з представниками штабів ЦО об'єктів і ЖЕКів здійснюють його прийом і реєстрацію, розподіляють по вагонах (автомобілях, кораблях), формують піші колони, інформують штаб ГО і евакуаційної комісії міста про хід евакуації.

Про початок евакуації населення оповіщається через підприємства, навчальні заклади, домоуправління і органи міліції.

Йдучи на ЗЕП, кожен повинен взяти з собою паспорт, військовий квиток, документи про освіту, трудову книжку або пенсійне посвідчення, свідоцтво про народження дітей, необхідний запас продуктів (на 23 дні),

білизна, постіль та інші необхідні речі з урахуванням тривалого перебування в заміській зоні.

Дітям дошкільного віку необхідно покласти в кишеню або пришити до одягу записки із зазначенням прізвища, імені, по батькові та місця проживання або роботи батьків.

Перед виходом з квартири необхідно відключити електроживлення, закрити вікна і кватирки, перекрити вентиля в системі опалення і водопостачання, відключити газ, закрити квартиру.

На пунктах посадки адміністрація спільно з представниками об'єктів організовує посадку людей у вагони (автомашини, кораблі) і підтримує необхідний порядок. Після посадки, а потім в дорозі, евакуйованим забороняється без особливої необхідності виходити з вагонів (машин, кораблів).

Після прибуття ешелону в пункт висадки ті, кого евакуюють, за розпорядженням начальника ешелону вивантажуються і прямують на приймальний евакопункт, де проходять реєстрацію, розподіляються по населеним пунктам і йдуть до них.

Ті, кого евакуюють пішки також проходять реєстрацію на ЗЕП, після чого зводяться в піші колони по 500 1000 чоловік.

Забезпечення евакуації.

Транспортне забезпечення розосередження і евакуації включає: вивезення населення, установ і організацій в райони евакуації, вивезення матеріальних цінностей; перевезення робочих змін з районів евакуації в місто на підприємства і назад.

Перевезення автотранспортом плануються і організовуються начальником автотранспортної служби міста, який розробляє план перевезень, узгоджує його з начальником ЦО міста і доводить до виконавців розпорядження, в якому вказується:

— кому, куди, в якій кількості і в чіс розпорядження виділити транспортні засоби, місце призначення і мети перевезень;

- порядок і терміни обладнання транспортних засобів для перевезень;
- маршрути руху і терміни прибуття транспортних засобів;
- порядок забезпечення автомобільного транспорту паливно-мастильними матеріалами і запасними частинами;
- порядок і місце ремонту транспорту.

Для перевезення людей виділяються автобуси, легкові та вантажні автомашини, в тому числі і самоскиди, обладнані сидіннями.

На базі автотранспортних підприємств міста створюються автоколони в складі 20-30 автомобілів, призначаються начальники автоколон, а на машинах – старші машин. При плануванні роботи автоколон бажано передбачати, щоб кожен здійснював перевезення на одному маршруті.

Матеріальне забезпечення включає, головним чином, постачання евакуйованого населення продовольством і предметами першої необхідності. Організація його покладається на начальника об'єкта по матеріально-технічному забезпеченню, спільно зі службами ГО міського і сільського районів.

Забезпечення продовольством і предметами першої необхідності в замиській зоні організовується через місцеві торговельні організації, мережі громадського харчування та побутового обслуговування.

Харчування працюючих змін підприємств, які продовжують виробничу діяльність у місті, організовується в наявних на об'єктах столових. Поставка столових продуктами здійснюється службою торгівлі і харчування міста, яка створює необхідні для цього запаси продовольства в межах встановлених норм.

Постачання питної води в замиській зоні здійснюється в основному з артезіанських колодязів, шахтних, трубчастих та інших закритих джерел.

Медичне обслуговування евакуйованого населення здійснюється через існуючу мережу лікарень, поліклінік і медпунктів сільської місцевості, розширювану за рахунок міських лікувальних установ, що вивозяться. Для

збільшення персоналу лікарень і поліклінік залучаються лікарі та інші медпрацівники з числа евакуйованих.

ВИСНОВКИ

Метою даної роботи була розробка пристрою пульсоксиметрії на базі мікропроцесора STM32. Було проведено аналіз алгоритмів функціонування методу пульсоксиметрії, оглянуті існуючі пристрої пульсоксиметрії та проблеми, що впливають на точність вимірювання. В ході розробки побудовано схеми пристрою пульсоксиметрії на базі процесора STM32F103C8T6 та друкована плата. Для розробки використано програмний пакет Proteus. За допомогою STM32CubeMX та TrueSTUDIO створено програму для мікроконтролера.

В якості датчика пацієнта використано Nellcor DS-100. В побудованій електричній схемі використовуються аналогові фільтри. Перетворення та обробка сигналу здійснюються процесором STM32F103C8T6. Програмний код написано на мові C.

Розроблено керівництво користувача для пристрою пульсоксиметрії на базі мікропроцесору.

В результаті розрахунку економічної ефективності проекту були обчислені мінімальні витрати на розробку системи, а також коефіцієнт ефективності, який показує, що проект пристрою пульсоксиметрії на базі мікропроцесора STM32 є економічно ефективним.

В процесі розробки вирішені питання охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Визуализация возможностей: графический генератор кода STM32CubeMX [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.compel.ru/lib/ne/2014/11/4-vizualizatsiya-vozmozhnostey-graficheskiiy-generator-koda-stm32cubemx>
2. Хоровиц П. Искусство схемотехники [Текст] / П. Хоровиц, У. Хилл. – М: Мир, 1993. – Т.1. – 413 с.
3. Хоровиц П. Искусство схемотехники: Т.2 [Текст] / П. Хоровиц, У. Хилл. – М: Мир, 1993. – 371 с.
4. Хоровиц П. Искусство схемотехники: Т.3 [Текст] / П. Хоровиц, У. Хилл. – М: Мир, 1993. – 367 с.
5. Москатов Е. Источники питания [Текст] / Е. Москатов. – К: «МК-Пресс», СПб: «КОРОНА-ВЕК», 2011. – 208 с.
6. Строев В.М. Проектирование измерительных медицинских приборов с микропроцессорным управлением: [Текст] / В.М. Строев, А.Ю. Куликов, С.В. Фролов. – Тамбов: ТГТУ, 2012. – 96 с.
7. Журнал "Радиоежегодник" – Выпуск 24. PROTEUS по-русски [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.rlocman.ru/forum/krfilesmanager.php?do=downloadfile&dlfileid=401>
8. Основи охорони праці [Електронний ресурс]. Режим доступу: http://elib.hduht.edu.ua/bitstream/123456789/1840/1/підручник_ОХОРОНА_ПРАЦІ.pdf
9. Основи охорони праці [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://pns.hneu.edu.ua/pluginfile.php/169206/mod_resource/content/1/Запорожец_О.І.
10. Основи економічної теорії[Електронний ресурс]. Режим доступу: http://library.nlu.edu.ua/POLN_TEXT/KOMPLEKS/ET/KURS/OSNOVA_ET/EkonomTeoria.pdf

11. Современные 32-разрядные ARM-микроконтроллеры серии STM32: управление питанием [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.soel.ru/upload/iblock/9ca/20150934.pdf>
12. Новая доступная среда разработки для микроконтроллеров STM32 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.compel.ru/lib/ne/2018/9/6-novaya-dostupnaya-sreda-razrabotki-dlya-mikrokontrollerov-stm32>
13. Webster J.G. – Design of Pulse Oximeters, Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. [Text] / J.G. Webster. – Boca Raton: CRC Press – 1997. –260 p.
14. How to design peripheral oxygen saturation(SpO₂) and optical heart rate monitoring (OHRM) using the AFE4403 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf>
15. NELLCOR OxiMax N-560 Руководство оператора пульсоксиметра [Электронный ресурс]. Режим доступа: https://www.medtronic.com/content/dam/covidien/library/us/ru/product/pulse-oximetry/N560_OperatorsManual_RU_10020040a00.pdf
16. Pulse Oximeter – Fundamentals and Design [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4327.pdf>
17. Pulse Oximeter Design Using Microchip’s Analog Devices and dsPIC Digital Signal Controllers(DSCs) [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00001525B.pdf>
18. RM0008 Reference manual [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/reference_manual/59/b9/ba/7f/11/af/43/d5/CD00171190.pdf/files/CD00171190.pdf/jcr:content/translations/en.CD00171190.pdf
19. TI Transimpedance Amplifier Circuit [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.ti.com/lit/an/sboa268/sboa268.pdf>
20. Transimpedance Amplifiers: What Op Amp Bandwidth do I Need? [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://e2e.ti.com/cfs->

[file/___key/telligent-evolution-components-attachments/01-930-00-00-00-66-60-61/Op-Amp-Bandwidth-for-Transimpedance-Amplifiers.pdf](#)

ДОДАТОК А

ПРОГРАМНИЙ КОД

Лістинг А.1 – Програмний код мікропроцесора STM32

```
#include <libopencm3/stm32/rcc.h>
#include <libopencm3/cm3/scb.h>
#include <libopencm3/stm32/dbgmcu.h>
#include <libopencm3/stm32/pwr.h>
#include <libopencm3/stm32/gpio.h>
#include <libopencm3/stm32/timer.h>
#include <libopencm3/stm32/adc.h>
#include <libopencm3/stm32/usart.h>
#include <libopencm3/stm32/flash.h>
#include <libopencm3/stm32/rtc.h>
#include <libopencm3/cm3/nvic.h>
#include <libopencm3/stm32/exti.h>

uint8_t channel_array[] = { ADC_CHANNEL0 }; //,
ADC_CHANNEL1, ADC_CHANNEL_TEMP};

static void disp_write(unsigned char dat, unsigned char
cmd)
{
    unsigned int i,x;
    if(cmd==1){
        gpio_clear(GPIOA, GPIO6);
    }else{
        gpio_set(GPIOA, GPIO6);
    }
    gpio_clear(GPIOA, GPIO5); // SCK=0;
    gpio_clear(GPIOA, GPIO10); //CS1=0;

    for(x=0;x<8;x++)
    {
        gpio_clear(GPIOA, GPIO5); //SCK=0;
        for (i = 0; i < 3; i++) /* Wait a bit. */
            __asm__("nop");
        //_nop_();
        //_nop_();
        if(dat&0x80){ //set DATA value
            gpio_set(GPIOA, GPIO7);
        }else{
            gpio_clear(GPIOA, GPIO7);
        }
        dat<<=1;
        for (i = 0; i < 3; i++) /* Wait a bit. */
            __asm__("nop");
        //_nop_();
        //_nop_();
    }
}
```

```

        gpio_set(GPIOA, GPIO5); //SCK=1;
for (i = 0; i < 3; i++) /* Wait a bit. */
    __asm__("nop");

    //_nop_();
    //_nop_();
}
gpio_set(GPIOA, GPIO10); //CS1=1;
for (i = 0; i < 10; i++) /* Wait a bit. */
    __asm__("nop");
return;
}
static void disp_writel6(unsigned int dat, unsigned char
cmd)
{
    unsigned int i,x;
    if(cmd){
        gpio_clear(GPIOA, GPIO6);
    }else{
        gpio_set(GPIOA, GPIO6);
    }
    gpio_clear(GPIOA, GPIO5); // SCK=0;
    gpio_clear(GPIOA, GPIO10); //CS1=0;

    for(x=0;x<16;x++)
    {
        gpio_clear(GPIOA, GPIO5); //SCK=0;
        for (i = 0; i < 3; i++) /* Wait a bit. */
            __asm__("nop");
        //_nop_();
        //_nop_();
        if(dat&0x80){ //set DATA value
            gpio_set(GPIOA, GPIO7);
        }else{
            gpio_clear(GPIOA, GPIO7);
        }
        dat<<=1;
        for (i = 0; i < 3; i++) /* Wait a bit. */
            __asm__("nop");
        //_nop_();
        //_nop_();
        gpio_set(GPIOA, GPIO5); //SCK=1;
        for (i = 0; i < 3; i++) /* Wait a bit. */
            __asm__("nop");

        //_nop_();
        //_nop_();
    }
    gpio_set(GPIOA, GPIO10); //CS1=1;
    for (i = 0; i < 10; i++) /* Wait a bit. */
        __asm__("nop");
    return;
}

```

```

static void setrow(unsigned char row){
    disp_write(0xb0|row,1);
}
static void setcol(unsigned char col){
    disp_write(0x10|(col>>4),1);
    disp_write(0x0f&col,1);
}

static void adc_setup(void)
{
    rcc_periph_clock_enable(RCC_ADC);
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOA);

    gpio_mode_setup(GPIOA, GPIO_MODE_ANALOG,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO0);

    adc_power_off(ADC1);
    adc_set_clk_source(ADC1, ADC_CLKSOURCE_ADC);
    adc_calibrate_start(ADC1);
    adc_calibrate_wait_finish(ADC1);
    adc_set_operation_mode(ADC1, ADC_MODE_SCAN);
    adc_disable_external_trigger_regular(ADC1);
    adc_set_right_aligned(ADC1);
    //adc_enable_temperature_sensor();
    adc_set_sample_time_on_all_channels(ADC1,
ADC_SMPTIME_041DOT5);
    adc_set_regular_sequence(ADC1, 1, channel_array);
    adc_set_resolution(ADC1, ADC_RESOLUTION_12BIT);
    adc_disable_analog_watchdog(ADC1);
    adc_power_on(ADC1);

    /* Wait for ADC starting up. */
    int i;
    for (i = 0; i < 8000; i++) { /* Wait a bit. */
        __asm__("nop");
    }
}

void rtc_isr(void)
{
    RTC_ISR &= ~(RTC_ISR_ALRAF|RTC_ISR_ALRAWF);
    exti_reset_request(EXTI17);
}

static void rtc_setup(void)

```

```

{
    rcc_periph_clock_enable(RCC_PWR);
    pwr_disable_backup_domain_write_protect();
    RCC_BDCR |= (1<<16);
    RCC_BDCR &= ~(1<<16);
    rcc_osc_on(LSI);
    rcc_wait_for_osc_ready(LSI);
    RCC_BDCR                                     &=
~(RCC_BDCR_RTCSEL_HSE|RCC_BDCR_RTCSEL_LSE);
    RCC_BDCR |= RCC_BDCR_RTCSEL_LSI;
    RCC_BDCR |= (1<<15); //RTC enable
    rcc_periph_clock_enable(RCC_RTC);
    rtc_unlock();
    RTC_ISR |=RTC_ISR_INIT;
    while      ((RTC_ISR      &      RTC_ISR_INITF)      !=
RTC_ISR_INITF) __asm__ ("nop");
    rtc_set_prescaler(127, 212);
    RTC_ISR &= ~(RTC_ISR_INIT);
    PWR_CR &= ~PWR_CR_PDDS;
    PWR_CR &= ~PWR_CR_LPDS;
    PWR_CSR |= PWR_CSR_EWUP;
    SCB_SCR |= SCB_SCR_SLEEPDEEP;
    DBGMCU_CR |= DBGMCU_CR_STOP;
    DBGMCU_CR |= DBGMCU_CR_STANDBY;
    DBGMCU_CR |= DBGMCU_CR_SLEEP;
    rtc_lock();
    RCC_BDCR |= (1<<15); //RTC enable
    rcc_periph_clock_enable(RCC_RTC);
    rtc_wait_for_synchro();
    exti_enable_request(EXTI17);
    exti_set_trigger(EXTI17,EXTI_TRIGGER_RISING);
    nvic_enable_irq(NVIC_RTC_IRQ);
    rtc_unlock();
    RTC_CR &= ~RTC_CR_ALRAE;
    while((RTC_ISR & RTC_ISR_ALRAWF)!=RTC_ISR_ALRAWF);
    RTC_ALRMAR                                     =
RTC_ALRMXR_MSK4|RTC_ALRMXR_MSK3|RTC_ALRMXR_MSK2|RTC_ALRMXR_MSK1;
    RTC_ALRMASR |= ((3)<<24);
    //RTC_TAFCR|=((1<<18)|(1<<19));
    RTC_CR                                     =
RTC_CR_ALRAIE|RTC_CR_ALRAE;//|RTC_CR_COE|RTC_CR_COSEL;
    RTC_ISR &= ~(RTC_ISR_ALRAF|RTC_ISR_ALRAWF);
    rtc_lock();
    rtc_wait_for_synchro();
}

static void timer_setup(void)
{
    rcc_periph_clock_enable(RCC_TIM3);
    TIM3_CR1 = TIM_CR1_CKD_CK_INT | TIM_CR1_CMS_EDGE;
    /* Period */
    TIM3_ARR = 2000;
    /* Prescaler */

```



```

    TIM3_PSC = 0;
    TIM3_EGR = TIM_EGR_UG;
    TIM3_CCMR2 |= TIM_CCMR2_OC4M_PWM1 | TIM_CCMR2_OC4PE;
    TIM3_CCER |= TIM_CCER_CC4P | TIM_CCER_CC4E;
    TIM3_CCR4 = 1000;
    TIM3_CR1 |= TIM_CR1_ARPE;

}

static void usart_setup(void)
{
    /* Enable clocks for GPIO port A (for GPIO_USART2_TX)
and USART1. */
    rcc_periph_clock_enable(RCC_USART1);
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOA);

    /* Setup GPIO pin GPIO_USART1_TX/GPIO9 on GPIO port A
for transmit. */
    gpio_mode_setup(GPIOA, GPIO_MODE_AF, GPIO_PUPD_NONE,
GPIO14);
    gpio_set_af(GPIOA, GPIO_AF1, GPIO14);

    /* Setup UART parameters. */
    usart_set_baudrate(USART1, 38400);
    usart_set_databits(USART1, 8);
    usart_set_stopbits(USART1, USART_CR2_STOP_1_0BIT);
    usart_set_mode(USART1, USART_MODE_TX);
    usart_set_parity(USART1, USART_PARITY_NONE);
    usart_set_flow_control(USART1,
USART_FLOWCONTROL_NONE);

    /* Finally enable the USART. */
    usart_enable(USART1);
}

static void gpio_setup(void)
{
    /* Enable GPIOB clock. */
    /* Manually: */
    //RCC_AHBENR |= RCC_AHBENR_GPIOCEN;
    /* Using API functions: */
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOB);
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOA);    //for display
comms
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOF); //for debug sync

    gpio_mode_setup(GPIOF, GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO0);

    /* Set GPIO1 (in GPIO port B) to 'output push-pull'.
*/
    /* Using API functions: */

```

```

        //gpio_mode_setup(GPIOB,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO1);
        gpio_mode_setup(GPIOB,  GPIO_MODE_AF,  GPIO_PUPD_NONE,
GPIO1);
        gpio_set_af(GPIOB, 1, GPIO1);

        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO5);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO6);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO7);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO9);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO10);

        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO1);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO2);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO3);
        gpio_mode_setup(GPIOA,          GPIO_MODE_OUTPUT,
GPIO_PUPD_NONE, GPIO4);
        gpio_clear(GPIOA, GPIO1|GPIO2|GPIO3|GPIO4);

        //gpio_clear(GPIOA, GPIO6);
        //disp_write(0xe2,1); //reset

        gpio_clear(GPIOA, GPIO9); //RST=0;
        unsigned int i,j,k;
        gpio_set(GPIOA, GPIO10); //CS=1;
        gpio_set(GPIOA, GPIO9); //RST=1;
        for (i = 0; i < 1000000; i++) __asm__ ("nop");
        gpio_clear(GPIOA, GPIO9); //RST=0;
        for (i = 0; i < 100000; i++) __asm__ ("nop");
        gpio_set(GPIOA, GPIO9); //RST=1;
        for (i = 0; i < 100000; i++) __asm__ ("nop");
        disp_write(0xe2,1);
        for (i = 0; i < 100000; i++) __asm__ ("nop");

        disp_write(0xae,1); //display off
        disp_write(0xa6,1); //non-reversed
        disp_write(0xa0,1); //adc normal
        disp_write(0x28,1); //operation off
        disp_write(0xa2,1); //1/9 bias
        disp_write(0xee,1); // read-modify-write off
        disp_write(0xc8,1); // set SHL
        disp_write(0x28|0x07,1); //Power_Control(0x07);

disp_write(0x20|0x05,1); //Regulor_Resistor_Select(0x05);

```

```

disp_writel6(0x8115,1); //Set_Contrast_Control_Register(Contrast_
level);

disp_write(0x40|0x00,1); //Initial_Dispay_Line(0x00);
disp_write(0xaf,1); //DISPLAY_ON();
for (i = 0; i < 100000; i++) __asm__ ("nop");
for(i=0;i<0x08;i++)
{
    setrow(i); //Set_Page_Address(i);
    setcol(0);
    for(j=0;j<0x80;j++)
    {
        disp_write(0,0);
    }
}

unsigned char font[]={
    0,48,74,74,74,50,124,0,
    0,127,56,68,68,68,56,0,
    0,60,66,66,66,36,0,0,
    0,56,68,68,68,56,127,0
};

/*
for(i=0;i<0x04;i++)
{
    setrow(i);
    setcol((i&1)?0x04:0x00);
    for(j=0;j<0x10;j++)
    {
        for(k=0;k<0x04;k++)
            disp_write(255,0);
        for(k=0;k<0x04;k++)
            disp_write(0,0);
    }
}
for(i=4;i<0x08;i++)
{
    setrow(i);
    setcol((i&1)?0x04:0x00);
    for(j=0;j<0x4;j++)
    {
        for(k=0;k<0x08;k++)
            disp_write(font[k+8*j],0);
    }
}
*/
return;

}

int main(void)
{

```

```

long i;
unsigned char position=0;
volatile int16_t i1,i2,i3,i4;
volatile uint16_t plot,plot2;
volatile int32_t ilos=0, i1dc=0;
volatile int32_t i2os=0, i2dc=0;
volatile int32_t i3os=0, i3dc=0;
volatile int32_t i4os=0, i4dc=0;
volatile int32_t Ros=0;
volatile int32_t prev=0;

rcc_clock_setup_in_hsi_out_8mhz();
rtc_setup();
timer_setup();
gpio_setup();
adc_setup();
for (i = 4800000; i; --i) {
    __asm__ volatile("nop");
}
/*
for (i = 4800000; i; --i) {
    __asm__ volatile("nop");
}
for (i = 4800000; i; --i) {
    __asm__ volatile("nop");
}
for (i = 4800000; i; --i) {
    __asm__ volatile("nop");
}
*/
pwr_disable_power_voltage_detect();
//usart_setup();
rcc_clock_setup_in_hsi_out_48mhz();

while (1) {
    rcc_clock_setup_in_hsi_out_48mhz();
    rtc_wait_for_synchro();
    rcc_periph_clock_enable(RCC_ADC);
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOA);
    rcc_periph_clock_enable(RCC_GPIOB);

    adc_power_on(ADC1);

    GPIOA_BSRR = GPIO1; //power up detector
    for (i = 400; i; --i) { /* Wait a bit. */
        __asm__ ("nop");
    }
    GPIOA_BSRR = GPIO2|GPIO3;
    for (i = 150; i; --i) {
        __asm__ ("nop");
    }
    gpio_set(GPIOF, GPIO0);
}

```

```

adc_start_conversion_regular(ADC1);
while (!(adc_eoc(ADC1)));
gpio_clear(GPIOF, GPIO0);
i1= adc_read_regular(ADC1); //yellow 587nm 280mcd
for (i = 20; i; --i) {
    __asm__("nop");
}

GPIOA_BSRR = (GPIO2|GPIO3)<<16;
for (i = 300; i; --i) {
    __asm__("nop");
}

GPIOA_BSRR = GPIO4;
for (i = 10; i; --i) {
    __asm__("nop");
}
GPIOA_BSRR = (GPIO4)<<16;
for (i = 3; i; --i) {
    __asm__("nop");
}
gpio_set(GPIOF, GPIO0);
adc_start_conversion_regular(ADC1);
while (!(adc_eoc(ADC1)));
gpio_clear(GPIOF, GPIO0);
i2= adc_read_regular(ADC1); //orange 601nm 160mcd

for (i = 300; i; --i) {
    __asm__("nop");
}
GPIOA_BSRR = GPIO4|GPIO3;
for (i = 7; i; --i) {
    __asm__("nop");
}
GPIOA_BSRR = (GPIO4|GPIO3)<<16;
for (i = 3; i; --i) {
    __asm__("nop");
}
gpio_set(GPIOF, GPIO0);
adc_start_conversion_regular(ADC1);
while (!(adc_eoc(ADC1)));
gpio_clear(GPIOF, GPIO0);
i3= adc_read_regular(ADC1); //red 640nm 100mcd

for (i = 300; i; --i) { /* Wait a bit. */
    __asm__("nop");
}
GPIOA_BSRR = GPIO2;
for (i = 6; i; --i) { /* Wait a bit. */
    __asm__("nop");
}
__asm__("nop");
__asm__("nop");

```

```

__asm__("nop");
__asm__("nop");
__asm__("nop");
__asm__("nop");
__asm__("nop");
__asm__("nop");
__asm__("nop");
__asm__("nop");
GPIOA_BSRR = (GPIO2)<<16;
for (i = 5; i; --i) {
    __asm__("nop");
}
gpio_set(GPIOF, GPIO0);
adc_start_conversion_regular(ADC1);
while (!(adc_eoc(ADC1)));
gpio_clear(GPIOF, GPIO0);
i4= adc_read_regular(ADC1); //ir

for (i = 300; i; --i) {    /* Wait a bit. */
    __asm__("nop");
}
GPIOA_BSRR = GPIO1<<16; //power down detector
rcc_periph_clock_disable(RCC_ADC);
adc_power_off(ADC1);
rcc_clock_setup_in_hsi_out_8mhz();
/*
rcc_periph_clock_enable(RCC_USART1);
uart_enable(USART1);

rcc_clock_setup_in_hsi_out_8mhz();
uart_send_blocking(USART1, (i1>>8));
uart_send_blocking(USART1, (i1&0xff));
uart_send_blocking(USART1, (i2>>8));
uart_send_blocking(USART1, (i2&0xff));
uart_send_blocking(USART1, (i3>>8));
uart_send_blocking(USART1, (i3&0xff));
uart_send_blocking(USART1, (i4>>8));
uart_send_blocking(USART1, (i4&0xff));
uart_send_blocking(USART1, '\n');
uart_wait_send_ready(USART1);
//uart_disable(USART1);
for (i = 400; i; --i) {    // Wait until the last
bit is transferred.
    __asm__("nop");
}

//rcc_periph_clock_disable(RCC_GPIOA);
rcc_periph_clock_disable(RCC_USART1);
*/
/*for (i = 10; i; --i) {
    __asm__ volatile("nop");
}
*/

```

```

        for (i = 14000; i; --i) {
            __asm__ volatile("nop");
        }

//    __asm__ ("wfe");
//    __asm__ ("wfe");

#define OS_AC 3
#define OS_DC 5
#define OS_R 3

i1os-=((i1os)>>OS_AC);
i1os+=(i1);
i1dc-=((i1dc)>>OS_DC);
i1dc+=(i1);
i2os-=((i2os)>>OS_AC);
i2os+=(i2);
i2dc-=((i2dc)>>OS_DC);
i2dc+=(i2);
i3os-=((i3os)>>OS_AC);
i3os+=(i3);
i3dc-=((i3dc)>>OS_DC);
i3dc+=(i3);
i4os-=((i4os)>>OS_AC);
i4os+=(i4);
i4dc-=((i4dc)>>OS_DC);
i4dc+=(i4);
volatile    int32_t    rac=((int32_t) (i3os>>OS_AC) -
(int32_t) (i3dc>>OS_DC)); // / (int32_t) (i3dc>>OS_DC);    //division
not subtraction
volatile    int32_t    irac=((int32_t) (i4os>>OS_AC) -
(int32_t) (i4dc>>OS_DC)); // / (int32_t) (i4dc>>OS_DC);
Ros-=(Ros>>OS_R);
Ros+=10*rac/irac;

//if(irac==0) irac=1;
//i1bl+=1;
//if(i1bl==4096) i1bl=0;
plot2=0;

    if((i1os>>OS_AC)>(i1dc>>OS_DC) | (i2os>>OS_AC)>(i2dc>>OS_DC) |
(i3os>>OS_AC)>(i3dc>>OS_DC) | (i4os>>OS_AC)>(i4dc>>OS_DC)) {
        //plot=100*rac/irac;
        plot2=100;
        TIM3_CR1 |= TIM_CR1_CEN;

    }else{
        TIM3_CR1 &= ~TIM_CR1_CEN;
        rcc_periph_clock_disable(RCC_GPIOB);

        //plot=0;
    }
    plot=0;

```

```

    if(irac>rac){
        plot=100*(i4dc>>OS_DC)/(i3dc>>OS_DC);
    }
    //plot=100*(i4os>>OS_AC)/(i3os>>OS_AC);
    //(i4dc>>OS_DC); //Ros>>OS_R;
    prev=(i3os>>OS_AC)-(i3dc>>OS_DC);
    //if(plot<0)plot=0;
    //plot=((i1&0xff8)-(i1b1>>3))<<3;

    for(i=0;i<0x08;i++){
        setrow(i);
        setcol(position>>1);
        disp_write(0,0);
        disp_write(255,0);
    }
    unsigned char oldrow=7-((plot>>5)&0x07);
    unsigned char newrow=7-((plot2>>5)&0x07);
    setrow(oldrow);
    setcol(position>>1);
    if(newrow==oldrow){
        disp_write((1<<(7-((plot>>2)&0x7)))|(1<<(7-
((plot2>>2)&0x7))),0);
    }else{
        disp_write(1<<(7-((plot>>2)&0x7)),0);
        setrow(7-((plot2>>5)&0x07));
        setcol(position>>1);
        disp_write(1<<(7-((plot2>>2)&0x7)),0);
    }
    if(position==0xff) position=0;
    else ++position;
    rcc_periph_clock_disable(RCC_GPIOA);

}

}

```