

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 **Михайло БЕЗУГЛИЙ**

« 19 » 06 2023р.

Дипломний проект

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані технології
виробництва приладів»

спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

на тему: «Автоматизована система контролю сатурації крові»

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-391

Яценко Олександр Юрійович

Керівник:

професор,

Горока Сергій Олександрович

Рецензент:

асистент кат. КіОМС

Павлюк Ольга Ярославівна







Засвідчую, що у цьому дипломному проекті немає
запозичень з праць інших авторів без відповідних
посилань.

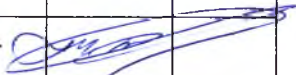
Студент



Київ – 2023 рік

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	<i>визн</i>
2	A4		Пояснювальна записка	61	<i>визн</i>
3	A3		Креслення складальної одиниці вимірювального пристрою	1	<i>визн</i>
4	A3		Технологічна схема складання	1	<i>визн</i>
5	A1		Схема структурного складу	1	<i>визн</i>
6	A1		Вимірювальний пристрій	1	<i>визн</i>
7	A1		Деталювання	6	<i>визн</i>

	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Яценко О.Ю.			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівн.	Сорока С.О.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-391	
Н/контр.						
Зав.каф.	Безуглий М. О.					

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Приладобудівний факультету
Кафедра виробництва приладів**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ

«03» березня 2023 р.

ЗАВДАННЯ

**на дипломний проєкт студенту
Яценко Олександру Юрійовича**

1. Тема проєкту «Автоматизована система контролю сатурації крові», керівник проєкту Сорока Сергій Олександрович, асистент, затверджені наказом по університету від «30» 05 2023 р. № 2058-с
2. Термін подання студентом проєкту 05 червня 2023 року.
3. Вихідні дані до проєкту: SpO2: Межі вимірів: 0-100% Точність вимірів: $\pm 2\%$ (70-100%) $\pm 2\%$ (40-70%) Частота пульсу: Межі вимірів: 20 - 280 уд/хв Точність вимірів: ± 2 уд/хв Індекс перфузії: Межі вимірів: 0,02-20% Живлення: від мережі змінного струму 220 В, вбудованого акумулятора (до 5 годин безперервної роботи) або бортової мережі автомобіля Вихід: USB
4. Зміст пояснювальної записки: Анотація, Abstract, Вступ. Конструкторська частина: Механізм дії на біологічну тканину лазерного випромінювання та його характеристики. Діагностичні об'єкти інтелектуальної власності. Класифікація лазеротерапевтичних апаратів. Структурно-функціональна схема апарату автоматизованої лазерної терапії. Режими та алгоритми роботи. Алгоритм автоматизації. Розрахунок похибки. Електричної схема блоку апарату. Технологічна частина: Розрахунок параметрів технологічності. Структурна схема

складання виносної рукоятки апарату. Технологічна схема складання рукоятки апарату .
 Оцінка точності складання. Маршрутні карти. Висновки.

І. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Механізми дії лазерного випромінювання. Електрична схема пульсоксиметра. Структурно-функціональна схема апарату. Алгоритми роботи. Загальний вигляд. Складальне креслення рукоятки. Деталювання. Структурна схема складання. Технологічна схема. Установка для перевірки.

І. Дата видачі завдання 03 березня 2023 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Літературний огляд та аналіз механізму дії лазерного випромінювання на біологічну тканину	03 березня - 20 березня 2023 р.	вир.
2	Огляд об'єктів інтелектуальної власності	21 березня - 10 квітня 2023 р.	вир.
3	Класифікації лазеротерапевтичних апаратів	11 квітня- 30 квітня 2023 р.	вир.
4	Конструкція виносної рукоятки . Креслення	01 травня- 10 травня 2023 р.	вир.
5	Методика розрахунку параметрів лазерного випромінювання	10 травня- 18 травня 2023 р.	вир.
6	Розрахунок значень параметрів електричних схем	18 травня- 20 травня 2023р.	вир.
7	Технологічний розділ та розрахунків	20 травня- 24 травня 2023 р.	вир.
8	Розробка ССС та ТСС	24 травня- 26 травня 2023 р.	вир.
9	Розробка маршрутних карт , Впровадження.	27 травня- 31 травня 2023 р.	вир.
10	Написання і оформлення пояснювальної записки та подача диплому до захисту	01 червня- 02 червня 2023 р.	вир.

Студент

Олександр ЯЦЕНКО

Керівник

Сергій СОРОКА

Зміст

Анотація	7
Abstract	8
Перелік основних умовних позначень	9
Вступ	10
Розділ 1 Дослідження пульсоксиметрії, аналіз основних понять	12
1.1 Історичні передумови виникнення пульсоксиметрії	12
1.2 Основні правила та поняття пульсоксиметрії	13
1.3. Види пульсоксиметрії за принципом вимірювання	15
1.4. Опис методів виділення корисної інформації	16
1.5. Недоліки та особливості пульсоксиметрії	19
Розділ 2 Огляд та аналіз існуючих технічних рішень	22
2.1. Опис типів пульсоксиметрів	22
2.2. Огляд існуючих аналогічних продуктів	23
Висновки до розділу 2	29
Розділ 3 Розробка систем оксигенації та моніторингу крові	30
3.1. Структурна схема системи вимірювання сатурації кисню в крові	30
3.2 Датчик MAX30102 для вимірювання сатурації крові	32
3.3 Опис датчику MAX30102	35
3.4 Вимоги до вхідного драйвера	39
3.5 Загальний опис MAX30102	45
3.6 Розрахунок похибки АЦП	46
Розділ 4 Використання MAX30102	51
4.1 Послідовність увімкнення живлення	51
4.2 Структура даних FIFO	56
Висновки по роботі	63
Список використаних джерел	65
Додатки	68

АНОТАЦІЯ

В зв'язку недавніх подій, особливо за останні два роки, пульсоксиметрія та системний моніторинг насичення крові киснем стали особливо актуальними. Це з тим, що низький рівень сатурації крові киснем одна із перших проявів коронавірусної інфекції. Проте останнім часом дедалі серйозніші захворювання діагностуються з допомогою цього методу за рахунок все більшої доступності.

Темою даного дипломного проекту є проектування автоматизованої системи контролю сатурації крові.

Цей проект завершено. У ньому були проведені всі необхідні розрахунки, надані всі необхідні креслення та таблиці. Проект враховує останні розробки та досягнення в галузі приладобудування

Наукова новизна заключається в підвищенні точності роботи пристрою. Був збільшений функціонал в бік моніторингу.

Особливо цікавою є ціна пульсоксиметра, в поєднанні з його точністю пристрій просто немає конкурентів.

А першому розділі був проведений аналіз пульсоксиметрії, метод роботи та доступні аналоги систем.

В другому розділі проводиться аналіз технічних рішень.

В третьому розділі були розроблені структурна та функціональна схеми. Також розроблений алгоритм та його опис, проведені розрахунки, розраховані похибки системи. Показані та використані методи калібрування системи.

В четвертому розділі описано використання датчика, увімкнення до джерела живлення та робота з структурою даних FIFO.

ABSTRACT

In connection with recent events, especially in the last two years, pulse oximetry and systemic monitoring of blood oxygen saturation have become especially relevant. This is due to the fact that a low level of blood oxygen saturation is one of the first manifestations of a coronavirus infection. However, recently, more and more serious diseases are diagnosed using this method due to its increasing availability.

The topic of this diploma project is the design of an automated blood saturation control system. This project is complete. All the necessary calculations were made in it, all the necessary drawings and tables were provided. The project takes into account the latest developments and achievements in the field of instrumentation

The scientific novelty consists in increasing the accuracy of the device. Functionality in the direction of monitoring was increased. The price of the pulse oximeter is especially interesting, in combination with its accuracy, the device simply has no competitors.

And the first section was an analysis of pulse oximetry, the method of operation and available analogs of the systems.

The second section analyzes technical solutions.

In the third section, structural and functional schemes were developed. An algorithm and its description were also developed, calculations were made, system errors were calculated. System calibration methods are shown and used.

The fourth chapter covers sensor usage, powering up, and working with the FIFO data structure.

ПЕРЕЛІК ОСОВНИХ УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

МК – мікроконтролер

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

ПЗ – програмне забезпечення

SpO₂ – оцінка насичення артеріальної крові киснем методом неінвазивної пульсоксиметрії

SaO₂ – оцінка насичення крові киснем методом лабораторного дослідження

HbO₂ – оксигенований гемоглобін (пов'язаний з киснем)

Hbb – деоксигенований гемоглобін (не пов'язаний з киснем)

DC – неппульсуючий компонент

AC – пульсуючий компонент

R – червоний світлодіод

IR – інфрачервоний світлодіод

ВСТУП

Найбільша потреба людського організму - кисень, без якого він не може прожити в середньому п'ять-сім хвилин. Все наше тіло призначене для роботи з киснем, тому важливо відстежувати і контролювати споживання і концентрацію кисню в організмі. Поглинання кисню в нашому організмі починається з вдиху або дихання. Дихання - це процес, за допомогою якого кисень надходить в організм людини, використовується для окислювальних процесів, а вуглекислий газ виводиться з організму. Він складається з трьох послідовних етапів: зовнішнього дихання, транспортування газів кров'ю та внутрішнього дихання. Ця стаття присвячена другому процесу дихання - транспортуванню газів кров'ю. [13], [3]

Насичення крові киснем є важливою властивістю і може бути індикатором загального стану організму. Значення сатурації, що реалізуються з використанням пульсоксиметрії, застосовують у різних додатках. Пульсоксиметрія пацієнтів є оцінкою рівня оксигенації пацієнта та визначення потреби у підвищенні рівня кисню в будь-якому середовищі, де оксигенація пацієнта може бути нестабільною, наприклад, у відділеннях важкої терапії, лікуванні залів, післяопераційних палат, відділеннях невідкладної допомоги, лікарняних палатах та у пілотів літаків.

У багатьох європейських країнах та США пульсоксиметрія при анестезії є невід'ємним застосуванням обов'язкового моніторингу, що дозволяє захворіти на епізоди гіпоксії та вжити своєчасних лікувально-профілактичних заходів. Пульсоксиметрія під час пробудження є методом життєво необхідного контролю функцій, включаючи відновлення нормального дихання та кровообігу. У медицині невідкладних значень пульсоксиметрії відіграє надзвичайно важливу роль завдяки своїй простоті використання та здатності безперервних та гострих значень насичення киснем. Вона також є сенсорною для діагностики пацієнтів з порушеннями дихання та серця. Розлади сну, такі як апное та гіпопное, можуть бути виявлені за допомогою пульсоксиметрів та безперервних вимірювачів сатурації кисню.

Для діагностики цих розладів використовуються пульсоксиметри та безперервні вимірювачі сатурації кисню.. Портативні пульсоксиметри корисні для

альпіністів, пілотів і спортсменів, у яких рівень кисню може знижуватися на великій висоті або під час фізичних навантажень.

У пацієнтів з COVID-19 пульсоксиметрія може виявити потенційну гіпоксію на ранніх стадіях, коли рівень SpO₂ небезпечно низький, але пацієнт все ще відчувається комфортно; низький рівень SpO₂ вказує на важку пневмонію, спричинену COVID-19, і може потребувати вентиляції. COVID-19. Вентиляція може бути необхідною.

Розділ 1 Дослідження пульсоксиметрії, аналіз основних понять

1.1 Історичні передумови виникнення методу пульсоксиметрії

У 1874 році німецький вчений Карл фон Фірорд виявив, що коли кровотеча зупиняється, потік червоного світла на долоні скорочується. З цього моменту розпочався вимір рівня крові. У період з 1930-х по 1960-і роки було зроблено безліч рішень для швидкого виявлення гіпоглікемії. У тому числі, це було вперше продемонстровано у 1951 році Ерлом Вудом, одним із керівників групи дослідників у дослідженні Мейо. Було зазначено, що в багатьох випадках гемоситометр може виявлятися анемією, незважаючи на відсутність змін у пульсі, підвищення активності або колір шкіри.

Протягом багатьох років дві обставини перешкоджали широкому використанню лічильників клітин крові:

По-перше, ці прилади були громіздкими і важкими. Відсутність малогабаритних електронних схем, встановлення оптичних фільтрів на датчику для отримання необхідної довжини світлової хвилі та складність процедури калібрування перешкоджали їх широкому використанню.

Крім того, оскільки світловий потік через тканину впливає не тільки на артеріальну, але й на венозну та капілярну кров, результати вимірювання залежать як від насичення гемоглобіну киснем артеріальної крові, так і від метаболічного стану периферичного кровотоку та тканин. Були спроби вирішити цю проблему шляхом нагрівання мочки вуха термопарою, щоб викликати гіперглікемію і запустити надмірний місцевий кровотік для метаболізму тканин. Однак датчики ставали все більш громіздкими і іноді викликали опіки на моніторі" [3].

У 1972 році Такуо Аоягі з NIHON KOHDEN, досліджуючи неінвазивний метод вимірювання серцевого викиду, виявив, що концентрацію кисню в артеріальній крові можна розрахувати за коливаннями оптичного поглинання, спричиненого пульсацією артеріальної крові.

Він виявив, що концентрацію кисню в артеріальній крові можна розрахувати. Це дозволило проводити точні вимірювання без нагрівання тканин, і в 1975 році NIHON KOHDEN випустив свій перший пульсоксиметр (модель OLV-5100). Цей прилад не потребував калібрування і використовував систему оптичних фільтрів

як джерело світла. Хоча цей прилад, який не потребував калібрування і використовував систему фільтрів як джерело світла, не досягнув великого успіху на ринку, він став початком.

Того ж року компанія MINOLTA розробила подібний прилад в Японії: Oximet MET-1471, випущений у 1977 році, передавав світло від монітора до пальцевого сенсора через скловолоконний кабель.

Кількома роками пізніше американський дослідник Скотт Вілбер розробив легкий, компактний вушний датчик з використанням світлодіодів як джерела світла на основі принципу Такуо Аоягі. Пульсоксиметрії в цьому відношенні пощастило. Спектр поглинання гемоглобіну відповідає діапазону випромінювання кремнієвих світлодіодів. Кремнієві світлодіоди невеликі, надійні, споживають мало енергії і можуть яскраво випромінювати на невеликій площі. Скотт Вілбер також першим почав використовувати мікропроцесори для калібрування моніторів і обробки даних, запатентував унікальний алгоритм розрахунку насиченості. Скотт Вілбер створив перший сучасний пульсоксиметр, поєднавши принципи Такуо Аоягі з напівпровідниковими технологіями.

1.2 Основні правила та поняття пульсоксиметрії

Основним методом неінвазивного вимірювання сатурації є пульсоксиметрія, яка вимірює відсотковий вміст оксигемоглобіну (SpO_2) в артеріальній крові. У клінічній практиці рекомендується використовувати наступну термінологію.

"Насичення артеріальної крові киснем" або "оксигенація артеріальної крові", тоді як сам параметр SpO_2 визначається як "сатурація". Скорочення наведені нижче.

Існує плутанина щодо використання аббревіатур SpO_2 і SaO_2 . Коли йдеться про сатурацію, виміряну неінвазивними методами, слід використовувати аббревіатуру SpO_2 . Це пов'язано з тим, що результати вимірювання в таких випадках залежать від характеристик методу. Наприклад, якщо присутній карбоксигемоглобін, SpO_2 буде вищим за фактичне значення сатурації; термін SaO_2 слід використовувати, коли йдеться про фактичні лабораторні вимірювання сатурації кисню інвазивними методами.

Пульсоксиметри - це медичні діагностичні прилади або системи, що

використовуються для неінвазивного вимірювання капілярного насичення киснем. Робота пульсоксиметрів заснована на здатності зв'язаного гемоглобіну (HbO_2) і незв'язаного гемоглобіну (Hb) поглинати світло різної довжини хвилі. Насичений киснем гемоглобін поглинає більше інфрачервоного світла (довжина хвилі 940 нм), а розкиснений гемоглобін поглинає більше червоного світла (довжина хвилі 640 нм). Пульсоксиметри оснащені двома світлодіодами, які випромінюють червоне та інфрачервоне світло. З іншого боку, є світловий детектор, який визначає інтенсивність світлового потоку, що падає на нього.

Пульсоксиметр визначає частоту пульсу в артеріях, вимірюючи різницю між систолічним і діастолічним поглинанням світла. Сатурація розраховується як відношення HbO_2 до загального гемоглобіну і виражається у відсотках [2].

$$SpO_2 = \left(\frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \right) \times 100\% \quad (1.1)$$

де HbO_2 = оксигенований гемоглобін (пов'язаний з киснем),

Hb = деоксигенований гемоглобін (не пов'язаний з киснем).

Основною метою цієї роботи є розробка системи моніторингу насичення крові киснем таким чином, щоб пристрій можна було закріпити на користувачеві на певний час, безперервно знімаючи показання і зберігаючи їх у своїй внутрішній пам'яті або передаючи на приймальний пристрій (комп'ютер, телефон тощо) для подальшої обробки даних. Тому нас цікавлять саме КІК.

Моніторинг комп'ютерного пульсоксиметра (МКП) - це метод реєстрації сатурації і частоти пульсу в часі, зберігання даних в пам'яті приладу і подальшої їх обробки за допомогою комп'ютера. Для моніторингу комп'ютерні пульсоксиметри записують сигнали з частотою дискретизації кожні кілька секунд (1-10 секунд). Таким чином, протягом 8-годинного спостереження комп'ютерний пульсоксиметр може зробити до 28800 вимірювань і зберегти отримані дані.

1.3. Види пульсоксиметрії за принципом вимірювання

В даний час в клінічній практиці використовуються два типи пульсоксиметрів: трансмісійні пульсоксиметри, які працюють на просвічуванні тканини, і рефракційні пульсоксиметри, які працюють на відбитті світла від тканини.

Перевага останніх полягає в тому, що датчик, який випромінює світло, не обов'язково повинен знаходитися прямо навпроти датчика, який відбиває світло, і не виникає проблем з нафарбованими або накладними нігтями або змінами в нігтьових ложах.

Принцип роботи як трансмісійного, так і рефракційного пульсоксиметрів однаковий: два діоди, один червоний і один інфрачервоний, випромінюють світло різної довжини хвилі (660 нм і 940 нм відповідно), яке приймається фотодіодом і надсилається на мікропроцесор або мікроконтролер для обробки.

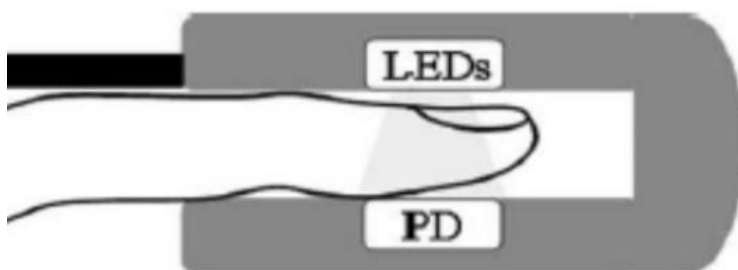


Рис 1.1 – принцип роботи трансмісійного пульсоксиметра.

На рисунку 1.1 проілюстровано принцип роботи трансмісійного пульсоксиметра (тобто через просвіт тканини) і показано два плечі приладу зі світлодіодом (LEDs) з одного боку і фотодіодом (PH) з іншого. Такі пристрої мають форму прищипки і кріпляться на легко помітних частинах тіла, наприклад, на пальцях, мочках вух або ніздрях.



Рис 1.2 – Принцип роботи рефракційного пульсоксиметра.

Рисунок 1.2 - Принцип роботи рефракційних пульсоксиметрів (відбиття світла). На схемі світловипромінюючий діод (LEDs) і фотодіод (PD) розміщені на одному рівні, і цей тип пульсоксиметрів отримує дані з глибоких шарів тканин за принципом відбиття світла. Він призначений для використання в тих місцях, де не можна застосувати тип "кілочок", наприклад, на зап'ясті, лобі та стопах у немовлят.

1.4. Опис методів виділення корисної інформації

Коли світло потрапляє на фотодіод, необхідний алгоритм для обробки даних для отримання значення сатурації. Тому важливо розуміти, що отримані дані вказують на сатурацію артеріальної крові (саме сатурація артеріальної крові записується як значення сатурації і відображається як SpO₂). Причина, чому пульсоксиметри можуть вимірювати тільки SpO₂ артеріальної крові, полягає в тому, що об'єм артеріальної крові збільшується під час систоли і зменшується під час діастоли, а поглинання червоного та інфрачервоного світла змінюється в залежності від серцевого циклу, в той час як об'єм крові у венах, капілярах, шкірі, жирі і кістках залишається відносно постійним. Світло, що проходить через тканини без поглинання, спрямовується на фотоприймач, який виробляє сигнал з відносно постійними неосцилюючими компонентами "постійного струму" (DC) та осцилюючими компонентами "змінного струму" (AC) (Рис. 1.3А). Поперечні перерізи артерій та вен під час систоли та діастоли показують неосцилюючі (постійний струм) та осцилюючі (змінний струм) артерії та відносно невеликі зміни об'єму у венах та капілярах (Рис. 1.3В) [1].

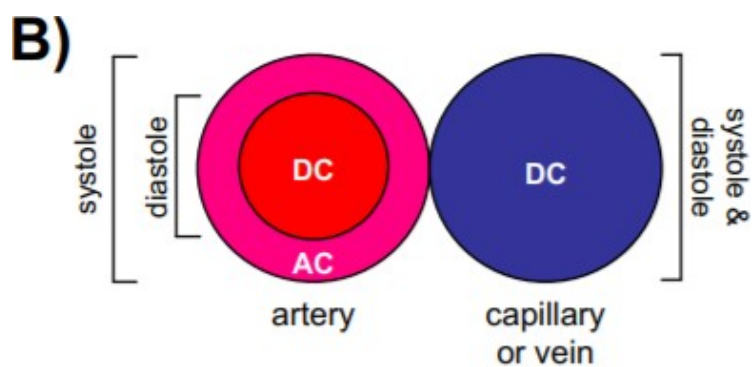


Рис 1.3В – Схема перерізу артерії і вени під час серцевого циклу.

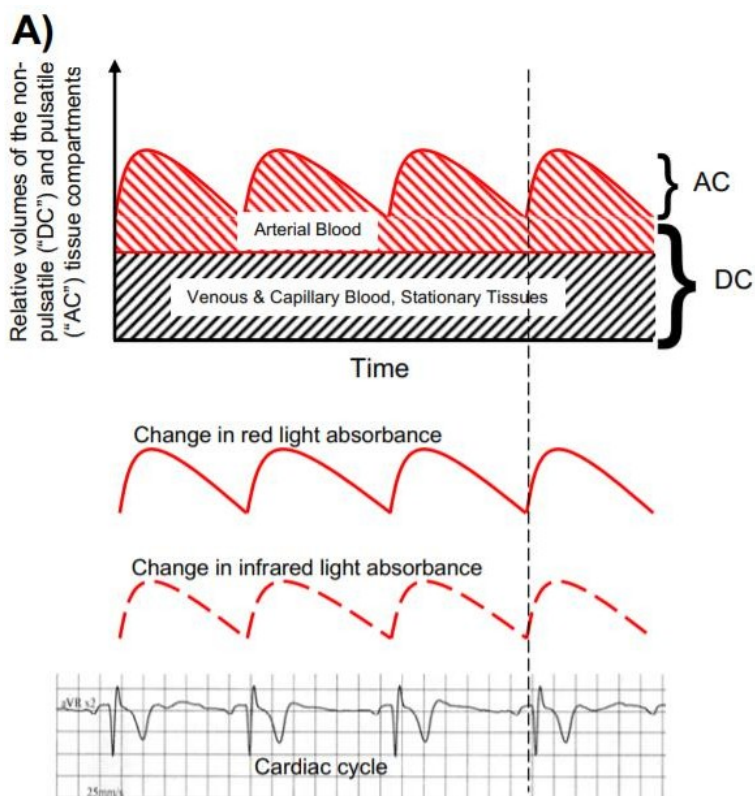


Рис 1.3А – Відносні об'єми неппульсуючих («DC») і пульсуючих («AC») відділів тканин.

На рисунку 1.3а показано поглинання світла за даними пульсоксиметрії у здорової людини, яка працює в режимі серцевого циклу. Кількість червоного та інфрачервоного світла, що поглинається артеріальним гемоглобіном, також збільшується та зменшується зі збільшенням та зменшенням систолічного та діастолічного об'єму крові відповідно. Об'єм, який змінюється під час систоли, також називають пульсуючим компонентом "змінного струму" (AC), тоді як об'єм, який не змінюється протягом серцевого циклу, називають непульсуючим компонентом "постійного струму" (DC). На рисунку 1.3b, де показано пульсуючу та непульсуючу частини артерій та вен, видно, що лише артерії мають пульсуючу складову.

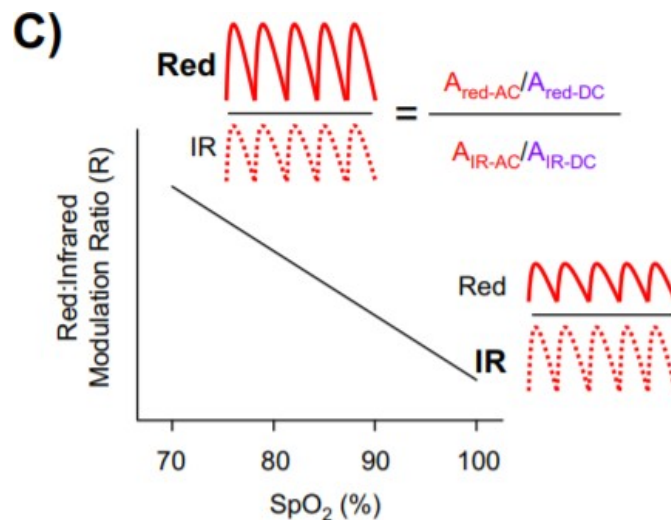


Рис 1.3С – Діаграма калібрувальної кривої.

На рисунку 1.3С показано калібрувальну криву для SpO₂ як функцію співвідношення червоного та інфрачервоного випромінювання (R). Збільшення поглинання червоного світла (збільшення R) пов'язане зі збільшенням дезоксигемоглобіну, тобто зменшенням SpO₂.

$$R = (A_{red,AC} / A_{red,DC}) / (A_{IR,AC} / A_{IR,DC}) \quad (1.2)$$

де A = поглинання,

$(A_{red,AC}/A_{red,DC})$ = відношення поглинання червоного світла пульсуючим та непульсуючим компонентом,

$(A_{IR,AC}/A_{IR,DC})$ = відношення поглинання інфрачервоного світла пульсуючим та непульсуючим компонентом.

Тобто, R - це композитне відношення пульсуючого та непульсуючого компонентів поглинання червоного світла до компонента поглинання інфрачервоного світла. Коли артеріальна сатурація низька, а рівень дезоксигемоглобіну зростає, відносна зміна амплітуди поглинання червоного світла через пульсацію є більшою, ніж поглинання червоного світла, тобто $A_{red,AC} > A_{IR,AC}$ що призводить до більш високого значення R ; навпаки, при більш високому насиченні киснем, $A_{IR,AC} > A_{red,AC}$ і значення R нижче.. Мікропроцесор пульсоксиметра використовує цей коефіцієнт для визначення SpO_2 на основі калібрувальної кривої, згенерованої емпірично шляхом вимірювання R -коефіцієнта у здорових добровольців з сатурацією від 100% до приблизно 70%. Тому значення сатурації нижче 70% не слід використовувати як дані, що можуть відображати справжній стан пацієнта. [1]

Спосіб, яким пульсоксиметри виключають венозну кров, капіляри та інші фіксовані тканинні ефекти з розрахунку SpO_2 , можна концептуально зрозуміти, проаналізувавши закон поглинання Бугера-Ламберта-Баєра. Оскільки високий рівень HHb у венозній крові також впливає на виміряне значення, вимірювання лише абсолютного поглинання призведе до неточної оцінки артеріального SpO_2 . Однак пульсоксиметри можуть вимірювати артеріальну сатурацію, вимірюючи часові зміни абсорбції. Тому для правильної роботи пульсоксиметра потрібен відповідний пульсоксиметр, а отже, для вимірювання придатні лише ділянки з достатньою кількістю артерій, вен і капілярів. [1], [2]

1.5. Недоліки та особливості пульсоксиметрії

Описані вище два типи пульсоксиметрії мають ряд недоліків та обмежень. Пульсоксиметрія є непрямим методом оцінки вентиляції і не надає інформації про

рівні pH і PaCO_2 . Тому неможливо в повній мірі оцінити параметри газообміну пацієнта, в тому числі ступінь гіповентиляції або гіперкапнії. Крім того, на точність вимірювання може негативно впливати ряд факторів:

- Яскраве навколишнє світло або рух можуть заважати роботі пристрою.
- Неправильне розташування датчика. Для трансмісійних оксиметрів (люмен-оксиметрів) обидві частини датчика повинні бути розташовані симетрично. В іншому випадку шлях між датчиком освітленості і світлодіодом буде нерівномірним, оскільки одна довжина хвилі буде перевантажена. Зазвичай зміна положення датчика відразу ж "покрощує" насиченість кольору. Цей ефект можна пояснити нерівномірністю кровотоку через пульсуючі судини в шкірі. Рефракційна пульсоксиметрія не має цього недоліку.

Якщо перфузія периферичних тканин значно знижена (шок, гіпотермія, гіповолемія), пульсова хвиля зменшується або відсутня. Якщо пульсова хвиля не може бути підтверджена пульсоксиметрією, вимірювання сатурації не має сенсу.

При анемії постачання кисню не може бути забезпечене без високого рівня кисню в крові. Якщо концентрація гемоглобіну нижче 5 г/л, сатурація крові може бути 100%, навіть якщо кисню недостатньо.

Отруєння чадним газом (висока концентрація карбоксигемоглобіну може призвести до насичення крові близько 100%).

Фарби, такі як манікюр і татуювання, можуть спричинити низькі значення сатурації (в обох типах пульсоксиметрії).

Оскільки алгоритм пульсоксиметрії не має еталонного значення для порівняння, похибка методу вимірювання значно зростає, коли сатурація падає нижче 70%.

Серцеві аритмії можуть перешкоджати виявленню пульсового сигналу пульсоксиметром.

Потенційна можливість помилки закладена як у самому принципі вимірювання SpO_2 і частоти пульсу, так і в його технічній реалізації. Шкода, спричинена помилками в операційних та відділеннях інтенсивної терапії, є дуже серйозною.

Неправильна інформація може призвести до помилок в судженнях, часто викликаючи непотрібні тривоги і знижуючи довіру медичного персоналу до методу.

Часті збої в роботі системи оповіщення також можуть призвести до бажання

вимкнути її спонтанно, хоч і погано (що є поширеним явищем).

За даними спеціального дослідження, проведеного за кордоном, більше половини тривог, що звучать у відділеннях інтенсивної терапії зі стандартним обладнанням, викликані пульсоксиметрами; в 95% випадків тривога пульсоксиметрії є не реальною небезпекою, а артефактом (показання монітора через зовнішні впливи, а не через реальні значення параметрів) або через неправильні налаштування системи. Приблизно в 60% випадків персонал відключає систему, не намагаючись зрозуміти, чому спрацьовує тривога. З одного боку, це проблема поведінки людини в технологічно насиченому середовищі, а з іншого - чіткий сигнал для розробників обладнання для моніторингу". [4], [2], [13].

Розділ 2 Огляд та аналіз існуючих технічних рішень

2.1. Опис типів пульсоксиметрів

Існує кілька типів пульсоксиметрів, які виглядають однаково, але відрізняються за різними параметрами, такими як метрологічні характеристики, додаткові функції та продуктивність. На схемі нижче показані основні типи пульсоксиметрів:

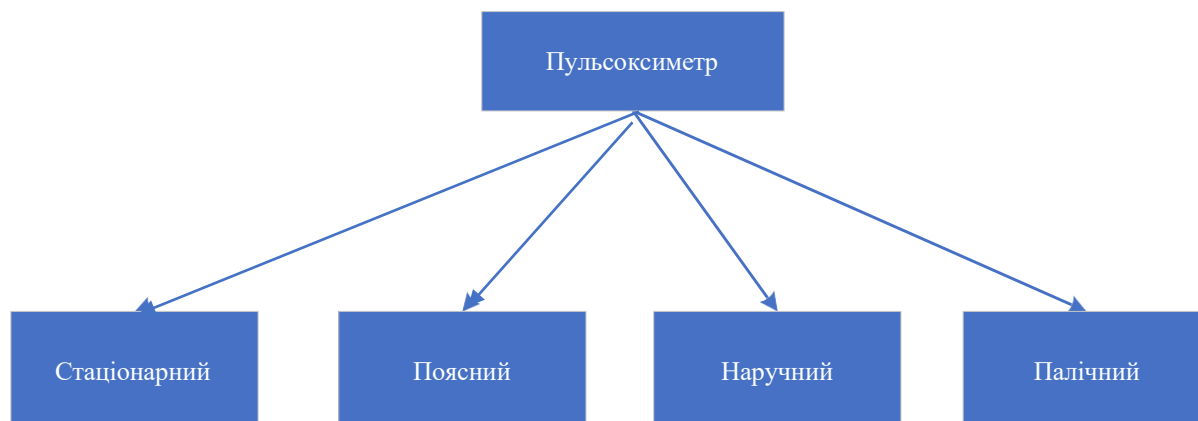


Схема 2.1. – Види пульсоксиметрів.

Стационарні пульсоксиметри - це найбільші пульсоксиметри, але вони також і найчутливіші. Вони використовуються в хірургії, інтенсивній терапії та під час небезпечних, складних і критичних процедур. Вони мають низьку похибку, працюють від мережі і використовуються тільки в медичних установах. Приклади таких приладів показані на рисунку 2.1.



Рис. 2.1. – Приклад стационарного пульсоксиметра



Рис 2.2. – Приклад поясного пульсоксиметр

2.2. Огляд існуючих аналогічних продуктів

Пояси - використовуються для лікування серцево-судинних захворювань у лікарнях і в домашніх умовах. Портативні пульсоксиметри надягають на палець так само, як і стаціонарні, а датчик підключають до монітора, прикріпленого до пояса. За допомогою таких приладів можна проводити точні вимірювання протягом дня і постійно контролювати свій стан. Безперервний моніторинг сатурації може бути важливим фактором при підготовці до операції і виборі відповідного лікування. Приклад такого пристрою показаний на рисунку 2.2.

Наручний годинник - як і попередній тип, цей пристрій являє собою дистанційний датчик, прикріплений до наручного годинника, який одягається на палець. Часто використовується спортсменами та альпіністами. На рисунку 2.3 показано приклад.



Рис 2.3. – Приклад наручного пульсоксиметра.

Напалічний — найпростіші і найменш точні з пульсоксиметрів, мають форму губки і надягаються на середній або вказівний палець. Для використання пацієнт повинен залишатися спокійним і нерухомим, а середні значення сатурації за певний проміжок часу отримати неможливо. Зазвичай вони дешевші за попередній тип. На рисунку 2.4 показано приклад такого пристрою



Рис 2.4. – Приклад напалічного пульсоксиметру.

Пульсоксиметр на палець YM 101



Рис 2.5. – Пульсоксиметр YM 10

Пульсоксиметр YM101 - це портативний пристрій, який вимірює насичення крові киснем (SpO_2) і частоту пульсу (PR) через палець неінвазивним способом. Його рекомендують використовувати людям, які страждають на хронічні захворювання дихальної та серцево-судинної систем, пацієнтам, які проходять кисневу терапію, а також тим, хто активно займається спортом. Малюнок 2.5. Характеристики наведені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1. – Характеристики пульсоксиметра.

Виробник	Shenzhen Zhengkang Technology
Діапазон вимірювань (SpO ₂)	0% ~ 100%
Точність (SpO ₂)	70% ~ 100%: $\pm 2\%$
PR Діапазон вимірювань	30 ~ 250 уд / хв
PR Точність	± 2 уд / хв або $\pm 2\%$
Крок (SpO ₂)	1%
Крок (PR)	1 уд / хв
Робочий струм	≤ 25 Ма

Пульсоксиметр G1B Неасо



Рис 2.6. – Пульсоксиметр G1B Неасо

Пульсоксиметр G1B Неасо - це сучасний медичний прилад, який вимірює оксигенацію капілярної крові. Прилад має широкий спектр застосування і може використовуватися для моніторингу тяжкохворих пацієнтів. Пульсоксиметр має неінвазивний датчик, який одягається на палець. Основне застосування приладу - оцінка функції дихальної системи, а також виявлення та моніторинг таких захворювань: туберкульоз, саркоїдоз,

анестезіологія та хронічні обструктивні захворювання легень.

Функціональні можливості наведені в таблиці 2.2

Таблиця 2.2 Характеристика пульсоксиметра

Виробник	Неасо
Діапазон вимірювання(SpO_2)	0-100%
Крок (SpO_2)	1%
Точність (SpO_2)	$\pm 2\%$
Діапазон вимірювання(PR)	30-250 уд / хв
Крок (PR)	1 уд / хв
Точність(PR)	± 2 уд. хв.
Допустима температура при роботі	0 ° C ~ 50 ° C
Допустима вологість при роботі	0% ~ 93% (без конденсації)
Напруга живлення	100 ~ 240V AC, 50 / 60Гц

Пульсоксиметр БІОМЕД MD300I



Рис 2.7. – Пульсоксиметр БІОМЕД MD300I

Пульсоксиметр БІОМЕД MD300I - український прилад для медичних закладів, який вимірює насичення крові киснем (SpO_2) та частоту пульсу (PR). Його характеристики наведені в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 Характеристики БІОМЕД MD300I

Виробник	БІОМЕД (Україна)
Діапазон вимірювань(SpO ₂)	0 – 99%
Точність (SpO ₂)	±2(80-99%) ±3%(70-80%)
Діапазон вимірювань(PR)	0-254 уд/хв
Точність (PR)	±2 уд/хв
Допустима температура при роботі	5 ° C ~ 40 ° C
Допустима вологість при роботі	15%-95%

Пульсоксиметр spo medical pulseox 7500



Рис 2.8. – Пульсоксиметр spo medical pulseox 7500

Портативний пульсоксиметр PulseOx - це портативний пульсоксиметр для моніторингу частоти серцевих скорочень і сатурації. Прилад вмикається та вимикається автоматично. Живлення здійснюється від вбудованої акумуляторної батареї. Внутрішня пам'ять дозволяє відстежувати 80 годин прогресу. Результати вимірювань можуть бути передані на ПК за допомогою USB-кабелю для обробки.

Характеристики наведені в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4. – Характеристики пульсоксиметра.

Виробник	SPO Medical (Ізраїль)
Діапазон вимірювань(SpO ₂)	40 – 99%(крок 1%)
Точність (SpO ₂)	±2%(70-90%)
Діапазон вимірювань(PR)	40-250(крок 1 уд/хв) уд/хв
Точність (PR)	±3 уд/хв(±3%)
Допустима температура при роботі	4 ° C ~ 42 ° C
Допустима вологість при роботі	15%-95%

Висновки до розділу 1

Відповідно до проаналізованого та опрацьованого матеріалу, можна зробити висновок, що на ринку існують подібні рішення, які можуть задовольнити потреби різних користувачів, але кожен з цих подібних продуктів має певні недоліки. В одному випадку це висока ціна, яка не відповідає набору функцій, що пропонує пристрій, а в іншому - неповна точність та неможливість використання в якості системи довготривалого моніторингу. Тому метою даної роботи є розробка системи моніторингу насичення крові киснем та покращення її характеристик у порівнянні з аналогічними продуктами. Більш точна та дешевша система дозволить використовувати її в багатьох ситуаціях, де потрібен довготривалий моніторинг.

Розділ 3 Розробка систем оксигенації та моніторингу крові

3.1. Структурна схема системи вимірювання сатурації кисню в крові

Структурна схема системи вимірювання насичення крові киснем зображена на рисунку 3.1.

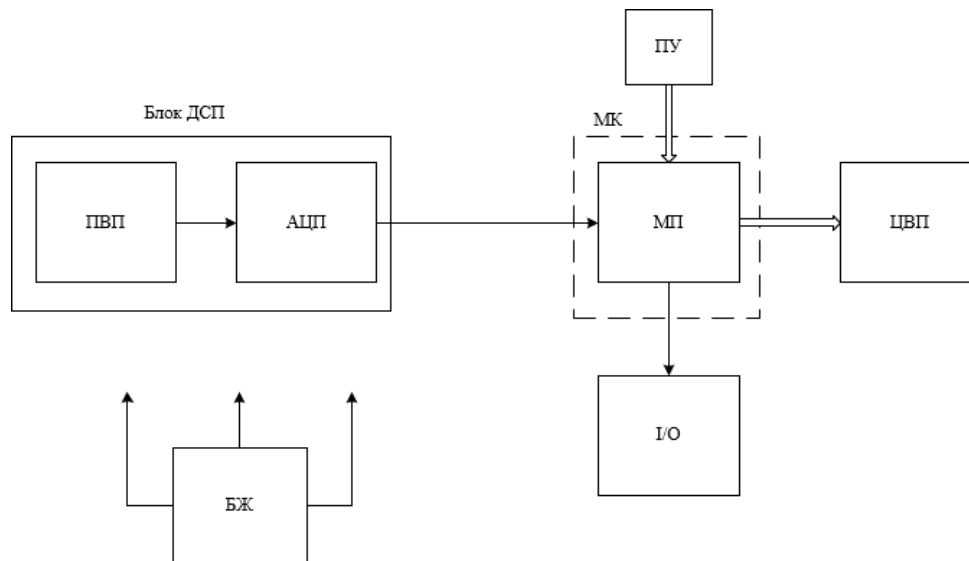


Рисунок 3.1. – Структурна схема системи вимірювання насичення крові киснем

На рисунку зображені:

- Блок ДСП – блок датчиків сатурації та пульсу.
- ПВП – первинний вимірювальний перетворювач.
- АЦП – аналогово-цифровий перетворювач,
- МК – мікроконтролер.
- МП – мікропроцесор.
- ПУ – панель управління.
- I/O – блок вводу/виводу даних.
- ЦВП – Цифровий відображуючий пристрій.
- БЖ – блок живлення.

Система вимірювання насичення крові киснем - це набір готових рішень, підібраних з елементної бази для вирішення поставленого завдання: це датчик насичення крові киснем Maxim MAX30102 з блоком ДСП, червоним та інфрачервоним світлодіодами, 18-бітним АЦП та іншими допоміжними елементами. Це готове до використання інтегроване рішення на платі.

Сигнал з датчика надходить на мікроконтролер, де обробляється і відображається на цифровому дисплеї. Керування системою здійснюється за допомогою панелі управління, підключеної до мікроконтролера.

Функціональна схема системи вимірювання сатурації крові киснем зображена на рисунку 3.2.

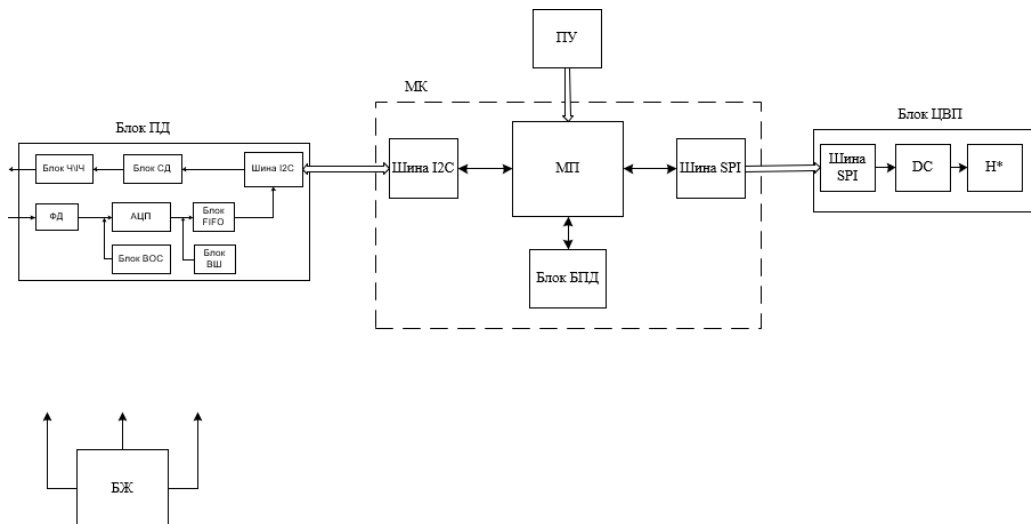


Рисунок 3.2. – функціональна схема системи вимірювання насичення крові киснем

На рисунку зображені:

- Блок ЧІЧ – блок червоного та інфрачервоного світлодіодів.
- Блок СД – блок світлодіодних драйверів.
- Шина I2C – шина для передачі даних та управління.
- ФД – фотодіод.
- АЦП – аналогово-цифровий перетворювач.
- Блок ВОС – блок відсічення напруги оточуючого світла.
- Блок ВШ – блок фільтра відсічення шуму.
- Блок FIFO – блок черги.
- Блок БПД – блок бездротової передачі даних.
- Шина SPI – шина для спілкування мікроконтролера з периферією.
- DC – дешифратор.

- Н* – Цифровий відліковий пристрій.
- БЖ – блок живлення.

Сигнал, що вказує на початок вимірювання, надсилається до мікроконтролера МК по шині I2C; з мікроконтролера МК сигнал, що вказує на початок генерації світлової хвилі в інфрачервоному блоці, надсилається до блоку ДС по шині I2C. Потім з блоку FIFO, де зберігаються дані, отримані шляхом зчитування світла, відбитого від фотодіода, він надсилається до мікроконтролера по шині I2C, де обробляється вбудованим кодом і записується в пам'ять. З мікроконтролера дані надсилаються на цифровий пристрій зчитування (дисплей) або на потрібний пристрій (комп'ютер, планшет, телефон тощо) за допомогою бездротової передачі даних.

3.2 Датчик MAX30102 для вимірювання сатурації крові

Для цієї роботи я обрав датчик MAX30102, так як він може використовуватись для вимірювання сатурації крові (SpO₂). Він використовує технологію фотоплетизмографії (PPG) для неконтактного вимірювання рівня кисню в крові.

Датчик MAX30102 має спеціально розроблений алгоритм для обробки сигналу, який дозволяє вимірювати SpO₂ на основі відбитого світла зі шкіри. Датчик MAX30102 є інтегрованим модулем, призначеним для вимірювання сатурації крові та частоти пульса. Він використовує технологію неінвазивної оптичної спектроскопії, яка базується на вимірюванні абсорбції світла через тканину. Датчик має високу точність та швидкість вимірювання, що дозволяє використовувати його для моніторингу пульсу та сатурації крові у реальному часі.

Датчик MAX30102 містить два світлодіоди (червоний та інфрачервоний), які випромінюють світло через шкіру та кров до фотодетектора. Фотодетектор реєструє інтенсивність світла, яке пройшло через тканину та повертається до датчика. Інформація про абсорбцію світла дозволяє

визначити рівень сатурації крові та пульсу.

Він має інтерфейс I2C для зчитування даних, що дозволяє підключати його до мікроконтролера або іншого пристрою. Максимальна частота оновлення даних становить до 100 Гц, що дозволяє використовувати датчик для вимірювання пульсу та сатурації крові у режимі реального часу. Він використовує червоний та інфрачервоний світлові діоди для освітлення шкіри, а фотодіод реєструє відбите світло. За допомогою вбудованого апаратного фільтра та ADC, сигнал обробляється для визначення рівня кисню в крові.

Для коректного використання датчика MAX30102 для вимірювання SpO₂, необхідно враховувати правильне розташування датчика на шкірі, а також налаштувати параметри вимірювання залежно від конкретних вимог та умов застосування.

Будь ласка, зверніть увагу, що вимірювання SpO₂ за допомогою датчика MAX30102 відбувається на базі алгоритмів та калібрування, розроблених виробником. Для отримання найточніших результатів і використання датчика в медичних додатках, рекомендується звернутися до офіційної документації виробника та виконати вимоги щодо валідації та калібрування.

Датчик MAX30102 використовується для неконтактного вимірювання сатурації крові. Для цього необхідно підключити датчик до мікроконтролера або комп'ютера, використовуючи інтерфейс I2C або UART, і написати програмне забезпечення для отримання даних.

Відомо, що кисеньована та дегемоглобін є світлочутливими. Використовуючи це, можна вимірювати сатурацію крові, спираючись на співвідношення між світлом, яке проходить через кров, та світлом, яке поглинається кров'ю.

Для вимірювання сатурації крові за допомогою датчика MAX30102 зазвичай використовують алгоритми обробки сигналу, такі як алгоритм Beer-Lambert, який базується на залежності між поглинанням світла та концентрацією хромофору (у даному випадку дегемоглобіну) у розчині.

При використанні датчика МАХ30102 для вимірювання сатурації крові слід враховувати такі фактори, як шум, рух та інтерференція зовнішніх джерел світла. Для покращення точності вимірювання можна використовувати алгоритми шумопригнічення та фільтрації сигналу.

Головні переваги вимірювання сатурації крові за допомогою датчика датчика МАХ30102:

Невторгнутість: Датчик МАХ30102 використовує безконтактний метод вимірювання, що означає, що вимірювання можна проводити без необхідності проколювання шкіри. Це зменшує дискомфорт пацієнтів і ризик інфекцій.

Висока точність: Датчик МАХ30102 використовує спеціальний алгоритм і фільтрацію для отримання точних результатів вимірювання сатурації крові. Він забезпечує надійність та стабільність результатів навіть при рухомих об'єктах або в умовах шуму.

Широкий спектр застосувань: Датчик МАХ30102 має велику кількість застосувань в медицині, фітнес-індустрії та інших галузях. Він може використовуватись для моніторингу сатурації крові в реальному часі, контролю за роботою серця, визначення рівня активності та інших медичних параметрів.

Компактність і енергоефективність: Датчик МАХ30102 має компактний розмір і низьке споживання енергії, що робить його ідеальним для використання в портативних пристроях, таких як фітнес-браслети, мобільні медичні пристрої і т.д.

Легка інтеграція: Датчик МАХ30102 має інтерфейс I2C, що спрощує процес підключення до мікроконтролерів або інших електронних пристроїв. Він також постачається зі вбудованими алгоритмами обробки сигналу, що полегшує розробку програмного забезпечення.

3.3 Опис датчику MAX30102

Датчик MAX30102 є інтегрованим модулем для немедичних застосувань пульсоксиметрії та вимірювання серцевого ритму. Він працює на основі технології фотоплетизмографії (PPG) і може вимірювати пульс та рівень кисню в крові (SpO₂).

Основні характеристики датчика MAX30102 включають:

- Інтегровані світлодіоди червоного та інфрачервоного спектрального діапазону для освітлення шкіри та отримання відбитих сигналів.
- Фотодіод для реєстрації відбитого світла зі шкіри.
- Вбудований апаратний фільтр та ADC (аналого-цифровий перетворювач) для обробки сигналу.
- Інтерфейси комунікації, такі як I2C (або TWI) та UART, для зчитування даних з датчика.

Цей датчик може бути використаний для розробки пульсоксиметрів, фітнес-трекерів, моніторів серцевого ритму та інших пристроїв, що вимагають неконтактного вимірювання пульсу та рівня кисню в крові.

У MAX3000E/MAX3001E/MAX3002–MAX3012 транслятори рівня забезпечують зсув рівня, необхідний для передачі даних у системі з різними напругами. Зовнішні напруги, VCC і VL, встановлюють логічні рівні з обох боків пристрою. Логічні сигнали, присутні на стороні VL пристрою, відображаються як логічний сигнал вищої напруги на стороні VCC пристрою, і навпаки. MAX3000E/MAX3001E/MAX3002/MAX3003 є двонаправлені транслятори рівня, що дозволяють транслювати дані в будь-якому напрямку (VL, VCC) на будь-якій окремій лінії даних. У цих пристроях використовується архітектура, спеціально розроблена для двонаправленого без використання штифта напрямку. Односпрямовані транслятори рівня MAX3004–MAX3012 зсувають дані рівня в одному напрямку (VL, VCC або VCC, VL) на будь-якій окремій лінії даних.

MAX3000E/MAX3001E/ MAX3002–MAX3012 приймають VL від +1,2 В до +5,5 В. Усі пристрої мають діапазон VCC від +1,65 В до +5,5 В, що робить їх ідеальними для передачі даних між низьковольтними ASIC/PLD і системами з високою напругою.

MAX3000E/MAX3001E/MAX3002/MAX3004–MAX3012 має режим увімкнення виходу, який зменшує струм живлення VCC до менше ніж 2 мкА, а струм живлення VL менше ніж 2 мкА під час вимкнення. MAX3000E/MAX3001E мають захист від електростатичного розряду ± 15 кВ на стороні VCC для більшого захисту в програмах, які направляють сигнали назовні. MAX3000E працює з гарантованою швидкістю передачі даних 230 Кбіт/с; MAX3001E працює з гарантованою швидкістю передачі даних 4 Мбіт/с, а MAX3002–MAX3012 гарантовано працює зі швидкістю передачі даних 20 Мбіт/с у всьому зазначеному діапазоні робочої напруги.

Для належної роботи треба переконатись, що $+1,65 \text{ В} \leq VCC \leq +5,5 \text{ В}$, $+1,2 \text{ В} \leq VL \leq +5,5 \text{ В}$, і $VL \leq VCC$. Під час послідовності увімкнення живлення VL, VCC не пошкоджує пристрій. Під час послідовності джерела живлення, коли VCC плаває, а VL вмикається, може бути струм до 10 мА джерелом для кожного навантаження на стороні VL, але пристрій не фіксується.

Максимальна швидкість передачі даних також значною мірою залежить від ємності навантаження, вихідного опору драйвера та діапазону робочої напруги (див. таблицю Тимчасові характеристики).

Архітектура MAX3001E/MAX3002–MAX3012 базується на вихідному каскаді одноразового прискорювача. (рис.3.1). Вихідні каскади прискорювача завжди мають три стани, за винятком випадків, коли відбувається перехід на будь-якому з трансляторів на стороні введення, або I/O VL, або I/O VCC.

Коли відбувається такий перехід, каскади прискорювача стають активними, заряджаючи (розряджаючи) ємності на входах/виходах.

Завдяки своїй двонаправленій природі обидва етапи стають активними під час одноразового імпульсу. Це може призвести до деякої подачі струму в зовнішнє джерело, яке керує транслятором. Однак така поведінка допомагає прискорити перехід на ведену сторону.

Для належної роботи на повній швидкості вихідний струм пристрою, який керує входами MAX3000E/MAX3001E/MAX3002–MAX3012, повинен відповідати таким вимогам:

- MAX3000E (230 Кбіт/с):

$$i > 1\text{mA}, R_{\text{drv}} < 1\text{k}$$

- MAX3001E (4 Мбіт/с):

$$i > 10^7 \times V \times (C + 10 \text{ пФ})$$

- MAX3002–MAX3012 (20 Мбіт/с): $i > 10^8 \times V \times (C + 10 \text{ пФ})$

де i — вихідний струм драйвера, V — логічна напруга живлення (тобто VL або VCC), а C — паразитна ємність сигнальної лінії.

Для того щоб увімкнути режим виведення (EN, EN A/B)

MAX3000E/MAX3001E/MAX3002 і MAX3004–MAX3012 має вхід EN, а

MAX3003 має вхід EN A/B. Потягніть EN на низький рівень, щоб налаштувати

вхід/вихід VCC1 MAX3000E/ MAX3001E/MAX3002/MAX3004–MAX3012s

через I/O VCC8 у режимі виводу з трьома станами, тоді як I/O VL1 через I/O VL8 мають внутрішні 6k висувні резистори. Переведіть EN на логічний високий (VL) для нормальної роботи. MAX3003 призначений для шинного мультиплексування або комутації шин. Для цього треба встановити EN A/B на низький рівень, щоб перевести канали з 1В по 4В в активний режим, а канали з 1А по 4А перебувають у режимі трьох станів. Переведіть EN A/B до логічного високого рівня (VL), щоб увімкнути канали з 1А по 4А, тоді як канали з 1В по 4В залишаються в режимі трьох станів.

Для захисту від електростатичного розряду $\pm 15 \text{ кВ}$ як і в усіх пристроях

Maxim, на всіх контактах вбудовані структури захисту від електростатичного розряду для захисту від електростатичних розрядів, які виникають під час транспортування та складання. Лінії I/O VCC мають додатковий захист від статичного розряду. Інженери Maxim розробили найсучасніші конструкції для захисту цих контактів від електростатичного розряду ± 15 кВ без пошкодження. Конструкції ESD витримують високі ESD у всіх станах: нормальна робота, вихідний режим із трьома станами та вимкнене живлення. Після події електростатичного розряду версії Maxim E продовжують працювати без блокування, тоді як конкуруючі продукти можуть блокуватись і їх потрібно вимкнути, щоб усунути блокування.

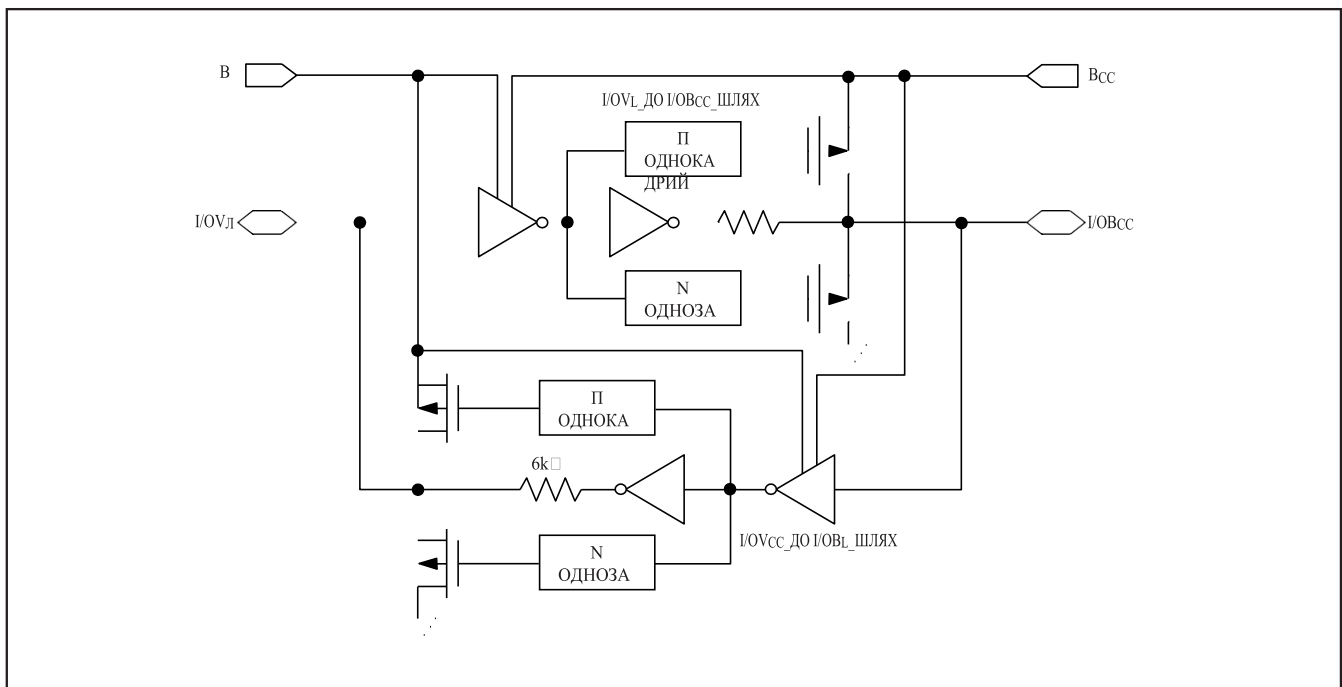


Рис. 3.3. Спрощена функціональна схема MAX3001E/MAX3002
MAX3012 (1 лінія введення/виведення)

Захист від електростатичного розряду можна перевірити різними способами. Лінії I/O VCC MAX3000E/MAX3001E характеризуються захистом до ± 15 кВ за допомогою моделі людського тіла.

3.4 Різниця між датчиками MAX30102 та MAX30101

Датчики MAX30102 та MAX30101 є інтегрованими модулями вимірювання пульсу та насичення киснем у крові (SpO₂), розробленими компанією Maxim Integrated. Ось деякі основні відмінності між ними:

Конфігурація пінів: MAX30102 має 14 контактів, у той час як MAX30101 має 18 контактів. Різниця у кількості контактів пов'язана з конкретними потребами при проектуванні та підключенні модуля.

Споживання енергії: MAX30102 споживає менше енергії в порівнянні з MAX30101, що може бути важливим фактором при роботі з пристроями, що працюють від батарей.

Функціональність: Обидва датчики надають можливість вимірювання пульсу та SpO₂. Однак MAX30102 також має деякі додаткові функції, такі як програмована ширина імпульсу, автоматичне регулювання яскравості світлодіода і фільтрація руху, що може бути корисним для певних додатків.

Продуктивність: Обидва датчики забезпечують високу точність та надійність вимірювань пульсу та SpO₂. Однак через деякі відмінності в апаратній реалізації та додаткових функцій MAX30102 може запропонувати більш гнучкі налаштування та більш точні вимірювання в певних умовах.

Роздільна здатність: MAX30102 має більш високу роздільну здатність, ніж MAX30101. MAX30102 має роздільну здатність 18 біт, тоді як MAX30101 має роздільну здатність 15 біт. Висока роздільна здатність може забезпечувати більш точні вимірювання.

Вбудована фільтрація: MAX30102 включає додаткові апаратні фільтри для шумоподавлення та покращення якості сигналу PPG. Це може допомогти покращити продуктивність датчика в умовах шуму та артефактів.

Витрата енергії: MAX30101 споживає менше енергії, ніж MAX30102. Це може бути важливим фактором для програм з обмеженим джерелом живлення, де важлива енергоефективність.

Розмір: Фізичний розмір MAX30102 та MAX30101 може відрізнятися.

Зазвичай MAX30102 компактніший і має менший форм-фактор, що може бути корисним для розміщення в обмеженому просторі.

Це лише деякі загальні відмінності між датчиками MAX30102 і MAX30101. При виборі між ними рекомендується звертатися до технічної документації та специфікацій виробника для отримання більш детальної інформації про можливості та характеристики кожного датчика.

Кількість світлодіодів: MAX30102 має два світлодіоди (червоний та ІЧ), тоді як MAX30101 має лише один світлодіод (червоний). Два світлодіоди в MAX30102 дозволяють більш точно вимірювати пульс і SpO₂, оскільки різні довжини хвиль використовуються для усунення впливу навколишнього освітлення та шумів.

Інтерфейс: Обидва датчики можуть бути підключені до мікроконтролера або іншого пристрою через інтерфейс I2C. Однак MAX30102 також підтримує інтерфейс UART, що полегшує його використання із пристроями, що не мають підтримки I2C.

Розмір: MAX30102 та MAX30101 мають різні розміри корпусу. MAX30102 зазвичай постачається в корпусі з 14 контактами, тоді як MAX30101 поставляється в корпусі з 18 контактами. Розмір корпусу може бути важливим чинником розробки пристроїв з обмеженим простором.

Ціна: Ціни на MAX30102 і MAX30101 можуть змінюватись в залежності від постачальника та кількості замовлених датчиків. Загалом, MAX30102 може бути трохи дорожчим, ніж MAX30101, через наявність додаткового світлодіода та можливість UART інтерфейсу.

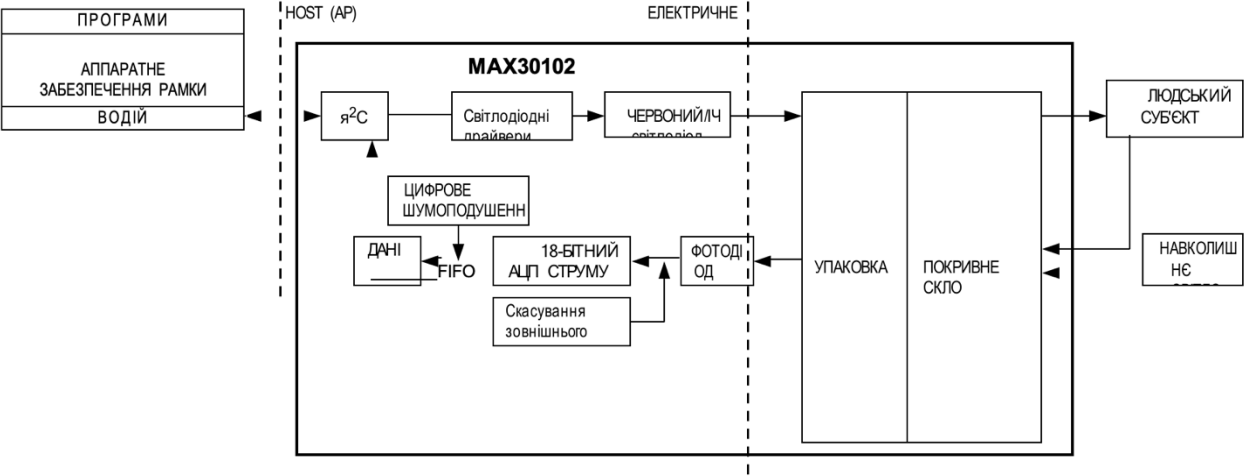


Рис 3.4 Схема системи

Таблиця 3.1 Електричні характеристики

ПАРАМЕТР	СИМВОЛ	УМОВИ	ХВ	ТУР	МАКС	ОДИН ИЦІ
ДЖЕРЕЛО ЖИВЛЕННЯ						
Напруга живлення	V _{DD}	Гарантовано допуском до ЧЕРВОНОГО та ІЧ-спектру	1.7	1.8	2.0	В
Напруга живлення світлодіода V _{LED+} до PGND	V _{LED+}	Гарантовано PSRR світлодіодного драйвера	3.1	3.3	5.0	В
Струм живлення	I _{DD}	SpO ₂ i режим HR, PW = 215 мкс, 50 sps		600	1200	мк А
		ІЧ-режим, PW = 215 мкс, 50 sps		600	1200	
Струм живлення під час вимкнення	I _{SHDN}	T _A = +25°C, РЕЖИМ = 0x80		0,7	10	мкА

(V_{DD}= 1,8 В, V_{LED+}= 5,0 В, T_A= від -40°C до +85°C, якщо не вказано інше. Типові значення наведено при T_A= +25°C)

ПАРАМЕТР	СИМВОЛ	УМОВИ	ХВ	ТУР	МАКС	ОДИН ИЦІ
ХАРАКТЕРИСТИКИ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ/ДАТЧИКА СЕРЦЕВОГО РИТМУ						
Роздільна здатність АЦП				18		біти
Червоний АЦП граф (примітка 2)	REDC	LED1_PA = 0x0C, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05, ADC_RGE = 0x00		65536		Розраховує
ІЧ АЦП (Примітка 2)	IRC	LED2_PA = 0x0C, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05, ADC_RGE = 0x00		65536		Розраховує
Підрахунок темного струму	LED_DCC	LED1_PA = LED2_PA = 0x00, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, ADC_RGE = 0x02		30	128	Розраховує
				0,01	0,05	% від

					FS
DC AmbientВідмова від світла	ALR	ADC підраховує пальцем на датчику під прямим сонячним світлом (100K люкс), ADC_RGE = 0x3, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01	Червоний світлодіод	2	Розраховує
			ІЧ світлодіод	2	Розраховує
Лічильник ADC—PSRR (V _{DD})	PSRRV _{DD}	1,7 B < B _{DD} < 2,0 B, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05		0,25 1	% від FS
		Частота = DC до 100 кГц, 100 мВ _{пп}		10	LSB
Лічильник АЦП—PSRR (виходи світлодіодного драйвера)	PSRR _{СВІТЛ} ОДІОДНИЙ	3,1 B < B _{LED+} , < 5,0 B, LED1_PA = LED2_PA = 0x0C, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05		0,05 1	% від FS
		Частота = DC до 100 кГц, 100 мВ _{пп}		10	LSB
Тактова частота АЦП	CLK		10.32 10.48 10.64		МГц
Час інтеграції АЦП	INT	LED_PW = 0x00	69		мкс
		LED_PW = 0x01	118		
		LED_PW = 0x02	215		
		LED_PW = 0x03	411		
Часовий інтервал (час між послідовними вибірками каналу; наприклад, наростаючий фронт червоного імпульсу до наростаючого фронту ІЧ-імпульсу)	INT	LED_PW = 0x00	427.1		Мкс
		LED_PW = 0x01	524.7		

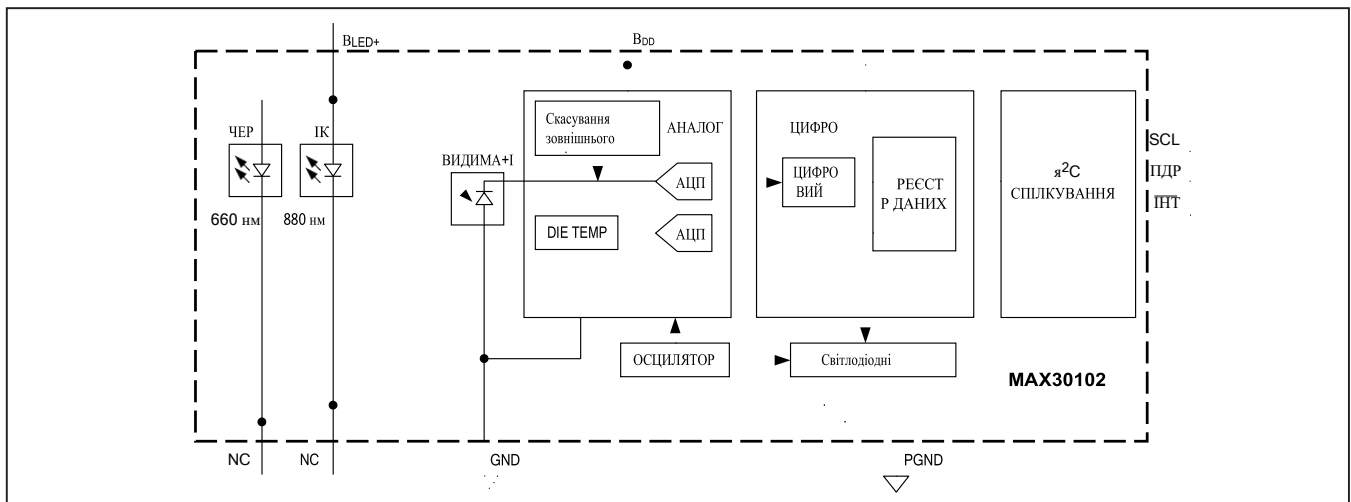


Рис. 3.5 Функціональна схема

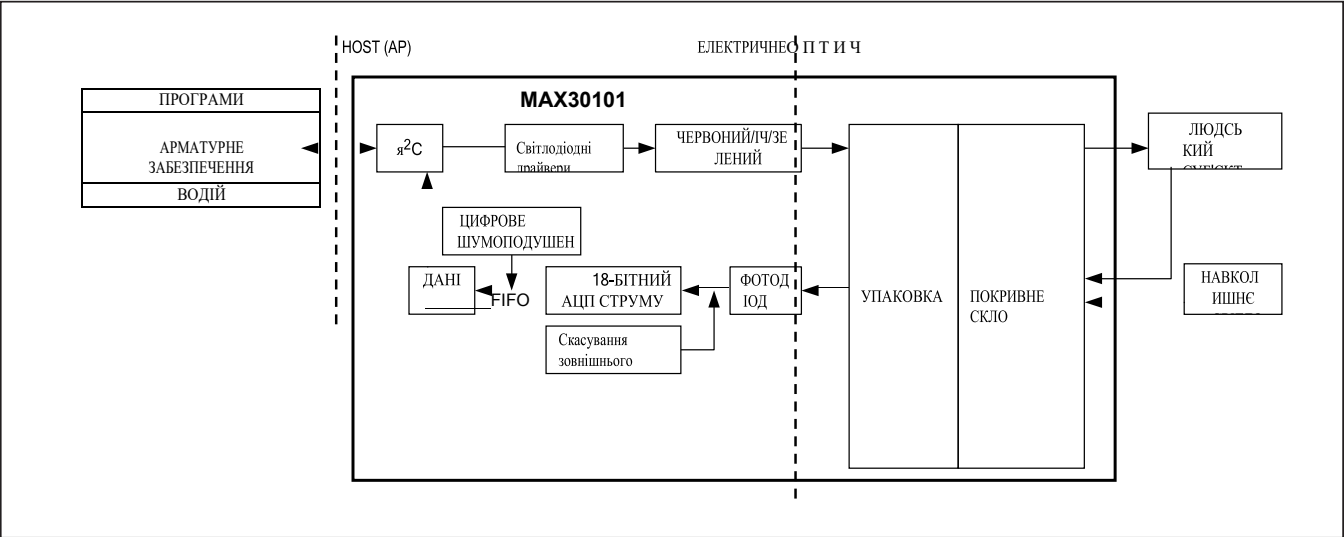


Рис. 3.5 Схема системи

Таблиця 3.3 Електричні характеристики

($V_{DD}= 1,8\text{ В}$, $V_{LED+}= 5,0\text{ В}$, $T_A= +25^{\circ}\text{C}$, min/max від $T_A=$ від -40°C до $+85^{\circ}\text{C}$, якщо не вказано інше. Типові значення наведено при $T_A= 25^{\circ}\text{C}$.)

ПАРАМЕТР	СИМВОЛ	УМОВИ	ХВ	ТУР	МАКС	ОДИН ИЦІ
ДЖЕРЕЛО ЖИВЛЕННЯ						
Напруга живлення	V_{DD}	Гарантія RED та IR count терпимість	1.7	1.8	2.0	В
Напруга живлення світлодіода V_{LED+} до PGND	V_{LED+}	Гарантовано PSRR світлодіодного драйвера (тільки червоний та інфрачервоний світлодіод)	3.1	3.3	5.0	В
		Гарантовано PSRR світлодіодного драйвера (лише ЗЕЛЕНИЙ світлодіод). $T_A= 25^{\circ}\text{C}$	4.5	5.0	5.5	
Струм живлення	I_{DD}	SpO ₂ i режим HR, PW = 215 мкс, 50 sps		600	1100	мкА
		ІЧ-режим, PW = 215 мкс, 50 sps		600	1100	
Струм живлення під час вимкнення	I_{SHDN}	$T_A= +25^{\circ}\text{C}$, РЕЖИМ = 0x80		0,7	2.5	мкА

ПАРАМЕТР	СИМВОЛ	УМОВИ		ХВ	ТYP	МАКС	ОДИН
ХАРАКТЕРИСТИКИ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ/ДАТЧИКА СЕРЦЕВОГО РИТМУ							
Роздільна здатність АЦП				18		біти	
Червоний АЦПГраф (примітка 2)	REDC	LED1_PA = 0x0C, LED_PW = 0x01,SPO2_SR = 0x05, ADC_RGE = 0x00		65536		Розраховує	
ІЧ АЦП(Примітка 2)	IRC	LED2_PA = 0x0C, LED_PW = 0x01,SPO2_SR = 0x05 ADC_RGE = 0x00		65536		Розраховує	
Зелений АЦП(Примітка 2)	GRNC	LED3_PA =LED4_PA = 0x24, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05, ADC_RGE = 0x00		65536		Розраховує	
Підрахунок темного струму	LED_DCC	LED1_PA = LED2_PA = 0x00,LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01 ADC_RGE = 0x02		30128		Розраховує	
				0,010,05		% FS	
Навколишнє світло постійного струмуВідмова (примітка 3)	ALR	АЦП підраховує пальцем на датчику під прямим сонячним світлом (100K люкс), ADC_RGE = 0x3, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01	Червоний світлодіод	2		Розраховує	
			ІЧ світлодіод	2		Розраховує	
Лічильник ADC—PSRR (VDD)	PSRRVDD	1,7 В < BDD< 2,0 В, LED_PW = 0x00, SPO2_SR = 0x05		0,251		% FS	
		Частота = DC до 100 кГц, 100 мВпп		10		LSB	
Лічильник АЦП—PSRR (виходи світлодіодного драйвера)	PSRRСВІТЛОДІОДНИЙ	3,1 В < BLEД+< 5,0 В, LED1_PA = LED2_PA = 0x0C, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05		0,051		% FS	
		4,5 В < BLEД+< 5,5 В, ТА= 25°C LED3_PA = LED4_PA = 0x24, LED_PW = 0x01, SPO2_SR = 0x05					
		Частота = DC до 100 кГц, 100 мВпп		10		LSB	
Тактова частота АЦП	CLK			10.2	10.48	10.8	МГц
АЦПЧас інтеграції (Примітка 3)	ІНТ	LED_PW = 0x00		69		мкс	
		LED_PW = 0x01		118			
		LED_PW = 0x02		215			
		LED_PW = 0x03		411			
Часовий інтервал (час між послідовними вибірками каналу; наприклад, наростаючий фронт червоного імпульсу до наростаючого фронту ІЧ-імпульсу)	ІНТ	LED_PW = 0x00		427		мкс	
		LED_PW = 0x01		525			
		LED_PW = 0x02		720			
		LED_PW = 0x03		1107			
ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОКРИВНОГО СКЛА (Примітка 3)							
Клас гідролітичної стійкості		Відповідно до DIN ISO 719		HGB 1			

3.5 Розрахунок похибки АЦП

МАХ30102 використовує вбудований 18-бітний сигма-дельта АЦП, де 18 біт відповідає 262144 градаціям вихідного коду.

Роздільна здатність або точність АЦП дорівнює ідеальній передавальній характеристиці:

$$\frac{100\%}{2^{18}} = \frac{100\%}{262144} = 0,00038\%$$

Повна похибка не перевищує 2 одиниці молодшого розряду, що відповідає похибці:

$$\frac{100\%}{2^{18}} * 2 = 0,00076\%$$

Похибка диференційної нелінійності (адитивна похибка):

$$\gamma_{\text{дн}} = \frac{3,3}{2^{18}} = 1,25 \cdot 10^{-5}$$

Похибка квантування:

Для початку визначимо LSB, LSB – це найменше значення напруги, яке може бути виміряне АЦП. Знаходиться по формулі:

де $U_{\text{оп}}$ – значення опорної напруги, N – розрядність АЦП.

$$LSB = \frac{U_{\text{оп}}}{2^N} \quad (3.1)$$

$$LSB = \frac{1,8}{2^{18}} = 6,86 \cdot 10^{-6}$$

Далі вираховуємо похибку квантування:

$$\gamma_{\text{кв}} = \frac{1}{2} \cdot LSB = \frac{1}{2} \cdot 6,86 \cdot 10^{-6} = 3,43 \cdot 10^{-6} \quad (3.2)$$

Розрахунок відносної похибки

Відносна похибка розраховувалась за формулою:

$$\delta = \frac{\Delta}{x_{\text{ист}}} \quad (3.3)$$

де Δ = Абсолютна похибка,

$x_{\text{ист}}$ = значення яке ми приймаємо за істине,

Location	Resting Median Error % (s.d.)	Walking Median Error (s.d.)
Forehead	2.0 (± 1.1)	2.8 (± 2.2)
Temple	2.7 ($\pm 7.7 \times 10^4$)	6.7 ($\pm 5.9 \times 10^2$)
Neck	8.4 (± 47)	41 (± 43)
Rib Cage	48 (± 91)	54 (± 52)
Wrist	20 (± 29)	97 (± 36)
Finger	2.1 (± 1.2)	2.2 (± 6.3)
L Back	22 ($\pm 2.4 \times 10^3$)	19 ($\pm 1.6 \times 10^3$)
Tibia	27 (± 39)	28 ($\pm 2.7 \times 10^2$)

Рисунок 3.7. – відносна похибка для на різних ділянках людини

Світлодіоди в MAX30102 працюють імпульсно з низьким робочим циклом для економії електроенергії, а імпульсні струми можуть викликати пульсації в блоці живлення VLED+. Щоб гарантувати, що ці імпульси не перетворюються на оптичний шум на виходах світлодіодів, джерело живлення має бути розроблено таким чином, щоб справлятися з ними. Переконайтеся, що опір та індуктивність від джерела живлення (акумулятор, перетворювач постійного/постійного струму або LDO) до контакту значно менші за 1 Ом, а ємність обхідного проводу джерела живлення до хорошої площини

заземлення становить принаймні 1 мкФ. Ємність повинна бути розташована якомога ближче до мікросхеми.

Таблиця 3.4 SpO₂Режим (дозволені налаштування) Таблиця 3. 5 Режим HR (дозволені налаштування)

ЗРАЗКИ ЗА СЕКУНД У	ШИРИНА ІМПУЛЬСУ (мкс)			
	69	118	215	411
50	О	О	О	О
100	О	О	О	О
200	О	О	О	О
400	О	О	О	О
800	О	О	О	
1000	О	О		
1600	О			
3200				
роздільна здатність (біт)	15	16	17	18

ЗРАЗКИ ЗА СЕКУНД У	ШИРИНА ІМПУЛЬСУ (мкс)			
	69	118	215	411
50	О	О	О	О
100	О	О	О	О
200	О	О	О	О
400	О	О	О	О
800	О	О	О	О
1000	О	О	О	О
1600	О	О	О	
3200	О			
роздільна здатність (біт)	15	16	17	18

У режимі частоти серцевих скорочень лише червоний світлодіод використовується для збору оптичних даних і визначення частоти серцевих скорочень користувача та/або фотоплетизмограми (PPG).

МАХ30102 має точний вбудований датчик температури, який оцифровує внутрішню температуру мікросхеми за командою від головного пристрою I2C. Температура впливає на довжину хвилі червоного та ІЧ-світлодіодів. Хоча вихідні дані пристрою відносно нечутливі до довжини хвилі ІЧ-світлодіода, довжина хвилі червоного світлодіода має вирішальне значення для правильної інтерпретації даних.

Таблиця 3.6 показує співвідношення довжини хвилі червоного світлодіода та температури світлодіода. Оскільки світлодіодна матриця нагрівається з

дуже короткою термічною постійною часу (десятки мікросекунд), необхідно розрахувати довжину хвилі світлодіода відповідно до поточного рівня світлодіода та температури мікросхеми. використання Таблиця 13 щоб оцінити температуру.

Параметри струму червоного світлодіода проти підвищення температури світлодіода

Додайте підвищення температури до показань температури модуля, щоб оцінити температуру світлодіода та вихідну довжину хвилі. Оцінка температури світлодіода дійсна навіть з дуже короткою тривалістю імпульсу через швидку теплову постійну часу світлодіода.

Вивід переривання з активним низьким рівнем підтягує низький рівень, коли спрацьовує переривання. Вивід має відкритий сток, що означає, що зазвичай для нього потрібен підтягуючий резистор або джерело струму для зовнішнього джерела напруги (до +5 В від GND). Вивід переривання не призначений для споживання великих струмів, тому значення резистора підтягування має бути великим, наприклад 4,7 кОм.

Таблиця 3.6 Параметри струму ЧЕРВОНОГО світлодіода та підвищення температури світлодіода

НАЛАШТУВАННЯ ЧЕРВОНОГО СВІТЛОДА	РОБОЧИЙ ЦИКЛ ЧЕРВОНОГО СВІТЛОДІОДА (% СВІТЛОДІОДА ШИРИНА ІМПУЛЬСУ ДО ЧАСУ ВІДПІЛКИ)	ОЦІНКОВАНЕ ПІДВИЩЕННЯ ТЕМПЕРАТУРИ (ДОДАТИ ДО ВИМІРЮВАННЯ ДАТЧИКОМ ТЕМПЕРАТУРИ) (°C)
00000001 (0,2 мА)	8	0,1
11111010 (50мА)	8	2
00000001 (0,2 мА)	16	0,3
11111010 (50мА)	16	4
00000001 (0,2 мА)	32	0,6
11111010 (50мА)	32	8

Синхронізація слотів у режимах із кількома світлодіодами

MAX30102 може підтримувати два канали світлодіодів

послідовнообробки (Червоний та ІЧ). У таблиці 14 нижче показано чотири можливі слоти каналів, пов’язані з кожним налаштуванням ширини імпульсу. На малюнку 3.8 показано приклад синхронізації каналу для режиму SpO2 із частотою дискретизації 1 кГц.

Таблиця 3.7 Час слота

НАЛАШТУВАННЯ ШИРИНИ ІМПУЛЬСУ (мкс)	ЧАСОВИЙ ПЕРІОД МІЖ ІМПУЛЬСАМИ КАНАЛУ (Мкс)	ЧАС КАНАЛ-КАНАЛ (ВІД НАСТОЮЧОГО КРАЮ ДО НАСТОЮЧОГО КРАЮ) (мкс)
69	358	427
118	407	525
215	505	720
411	696	1107

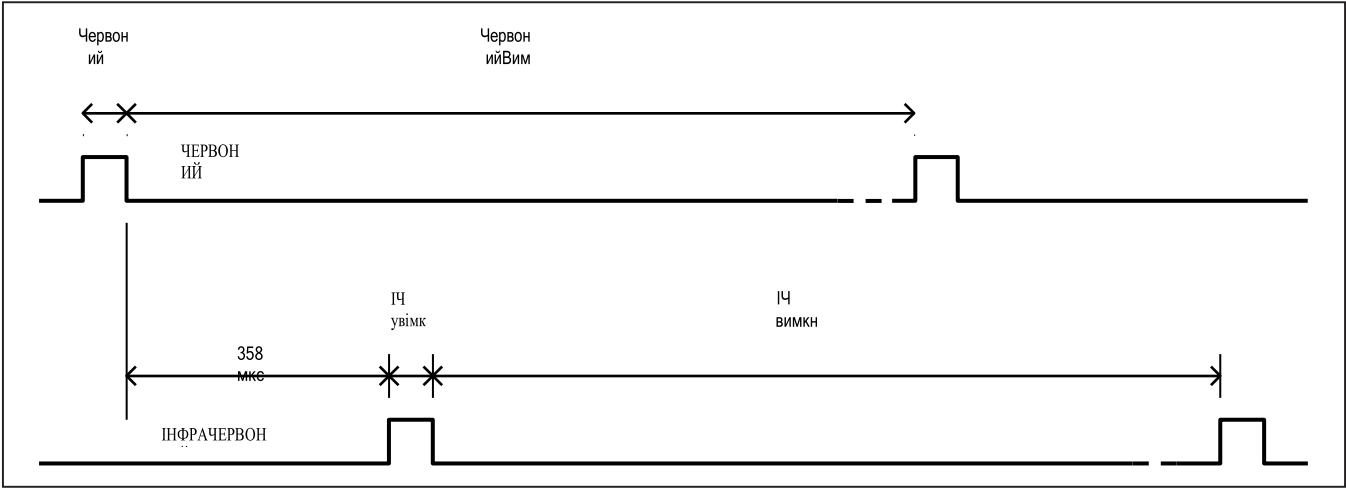


Рис 3.8 Час слота каналу для SpO2Режим із частотою дискретизації 1 кГц

Внутрішній FIFO зберігає до 32 зразків, тому системному процесору не потрібно зчитувати дані після кожного зразка. Температуру не потрібно вимірювати дуже часто – достатньо раз на секунду або кожні кілька секунд.

Таблиця 3. 9 Послідовність подій для малюнка 4 у режимі SpO2

ПОДІЯ	ОПИС	КОМЕНТАР I
1	Увійти в SpO2Режим. Розпочніть вимірювання температури.	я ² Команда C Write встановлює MODE[2:0] = 0x03 і A_FULL_EN. Потім, щоб увімкнути та розпочати одноразове вимірювання температури, установіть TEMP_EN і DIE_TEMP_RDY_EN.
2	Вимірювання температуриЗавершено, створено переривання	DIE_TEMP_RDY запускає переривання, сповіщаючи центральний процесор прочитати дані.
3	Тимчасові дані прочитано, переривання скинуто	
4	FIFO майже заповнений, створено переривання	Переривання генерується, коли досягається майже повний поріг FIFO.
5	Дані FIFO прочитано, переривання скинуто	
6	Наступний зразок збережено	Новий зразок зберігається в новому місці вказівника читання. По суті, зараз це перший зразок у FIFO.

Розділ 4 Використання MAX30102

4.1 Послідовність увімкнення живлення

Малюнок 4.1. показує рекомендовану послідовність увімкнення живлення для MAX30102.

Рекомендується спочатку подати живлення на джерело VDD, а потім на джерела живлення світлодіодів (VLED+). Виводи переривання та I2C можна підтягнути до зовнішньої напруги, навіть коли джерела живлення не включені.

Після встановлення живлення виникає переривання, щоб сповістити систему про готовність MAX30102 до роботи. Читання регістра переривання I2C очищає переривання, як показано на Малюнок 6.

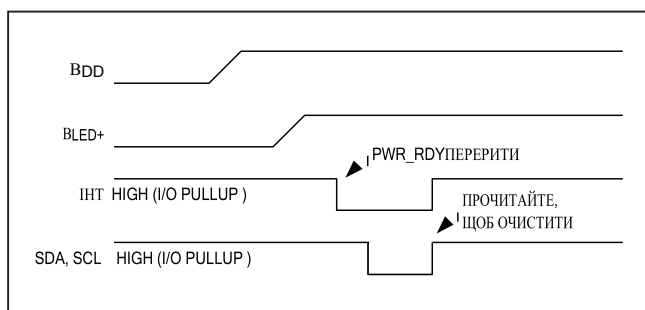
MAX30102 розроблений таким чином, щоб бути толерантним до будь-якої послідовності подачі живлення при вимкненні.

Інтерфейс I2C

MAX30102 має 2-провідну мережу, сумісну з I2C/SMBus послідовний інтерфейс, що складається з послідовної лінії даних (SDA) і послідовної тактової лінії (SCL). SDA і SCL полегшують зв'язок між MAX30102 і головним на тактовій частоті до 400 кГц. Фігура 1 показує часову діаграму 2-провідного інтерфейсу. Головний генерує SCL та ініціює передачу даних на автобус. Головний пристрій записує дані в MAX30102, передаючи належну адресу підлеглого, а потім дані. Кожна послідовність передачі обрамляється умовою СТАРТ (S) або ПОВТОРЕНИЙ СТАРТ (Sr) і умовою СТОП (P). Кожне слово, що передається на MAX30102, має довжину 8 біт і супроводжується синхронізуючим імпульсом підтвердження. Ведучий, який зчитує дані з MAX30102, передає належну адресу підлеглого, а потім серію з дев'яти імпульсів SCL.

MAX30102 передає дані на SDA синхронно з імпульсами SCL, створеними

майстром. Головний пристрій підтверджує отримання кожного байта даних. Кожна послідовність зчитування обрамляється умовою СТАРТ (S) або ПОВТОРНИЙ СТАРТ (Sr), умовою не підтвердження та умовою СТОП (P). SDA працює як вхід і вихід з відкритим стоком. Для SDA потрібен підтягувальний резистор, зазвичай більший за 500 Ом. SCL працює лише як вхід. Підтягувальний резистор, як правило, більший за 500 Ом, потрібен на SCL, якщо на шині є кілька головних пристроїв або якщо один головний має вихід SCL з відкритим стоком. Послідовні резистори відповідно до SDA та SCL є необов'язковими. Послідовні резистори захищають цифрові входи MAX30102 від високих стрибків напруги на шинних лініях і мінімізують перехресні перешкоди та недорозбірку сигналів шини.



Малюнок 4.1. Послідовність увімкнення рейок джерела живлення

Під час кожного циклу SCL передається один біт даних. Дані про SDA повинні залишатися стабільними протягом високого періоду імпульсу SCL. Зміни в SDA, коли SCL високий, є контрольними сигналами.

Високий рівень холостого ходу SDA та SCL, коли шина не використовується. Майстер ініціює спілкування шляхом видачі умови СТАРТ. Умова START — це перехід від високого до низького на SDA з високим SCL. Умова STOP — це перехід від низького до високого на SDA, тоді як SCL є високим ([Малюнок 7](#)). Умова START від головного сигналізує про початок передачі на пристрій. Ведучий припиняє передачу та звільняє шину, видаючи умову STOP. Шина залишається активною, якщо замість умови СТОП

генерується умова REPEATED START.

MAX30102 розпізнає стан STOP у будь-який момент під час передачі даних, за винятком випадків, коли стан STOP виникає в тому самому високому імпульсі, що й стан START. Для належної роботи не надсилайте стан STOP під час того самого високого імпульсу SCL, що й умова START.

Ведучий шини ініціює зв'язок із підлеглим пристроєм, видаючи умову START, за якою слідує 7-бітовий ID підлеглого. У режимі очікування MAX30102 очікує на стан START, після якого вказується ідентифікатор підлеглого пристрою. Послідовний інтерфейс порівнює кожен ідентифікатор підпорядкованого пристрою побітово, дозволяючи інтерфейсу вимкнути живлення та негайно від'єднатися від SCL, якщо виявлено неправильний ідентифікатор підлеглого. Після розпізнавання умови START, за якою слідує правильний ідентифікатор підпорядкованого пристрою, MAX30102 програмується приймати або надсилати дані. LSB слова ID підлеглого — це біт читання/запису (R/Ž). R/W вказує, чи ведучий записує чи зчитує дані з MAX30102 ($R/\bar{Z} = 0$ вибирає умову запису, $R/\bar{Z} = 1$ вибирає умову читання).

Після отримання відповідного підлеглого ідентифікатора MAX30102 видає ACK, підтягуючи SDA на низький рівень протягом одного тактового циклу.

Ідентифікатор підлеглого пристрою MAX30102 складається з семи фіксованих бітів B7–B1 (встановлений на 0b1010111). Першим передається старший біт підпорядкованого ідентифікатора (B7), а потім інші біти.

Біт підтвердження (ACK) — це тактований 9-й біт, який MAX30102 використовує для квітування отримання кожного байта даних у режимі запису. MAX30102 знімає SDA протягом усього 9-го тактового імпульсу, створеного майстром, якщо попередній байт отримано успішно. Моніторинг ACK дозволяє виявити невдалу передачу даних. Невдала передача даних

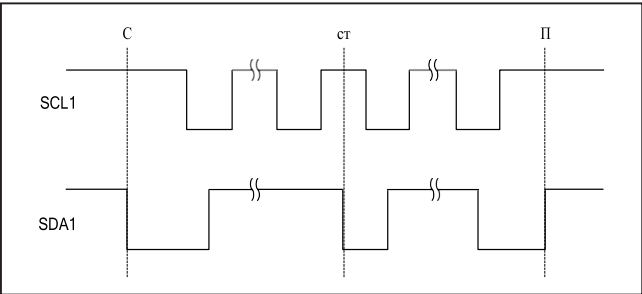
відбувається, якщо приймаючий пристрій зайнятий або якщо сталася системна помилка. У разі невдалої передачі даних головний пристрій шини повторює спробу зв'язку. Майстер зриває ПДР протягом 9-го такту для підтвердження отримання даних, коли MAX30102 знаходиться в режимі читання. Після кожного прочитаного байта головний пристрій надсилає підтвердження, щоб дозволити продовжити передачу даних. Коли ведучий зчитує останній байт даних із MAX30102, надсилається повідомлення про відсутність підтвердження, після чого слідує умова STOP.

Для операції запису надішліть ідентифікатор підлеглого як перший байт, за яким слідує байт адреси регістра, а потім один або більше байтів даних. Показчик адреси регістра автоматично збільшується після кожного байта отриманих даних, тому, наприклад, можна записати весь банк регістрів одночасно. Припиніть передачу даних умовою STOP.

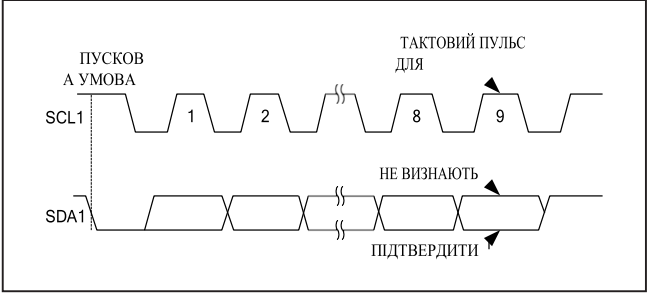
Показчик адреси внутрішнього реєстру автоматично збільшується, тому запис додаткових байтів даних заповнює регістри даних по порядку.

Таблиця 4.1

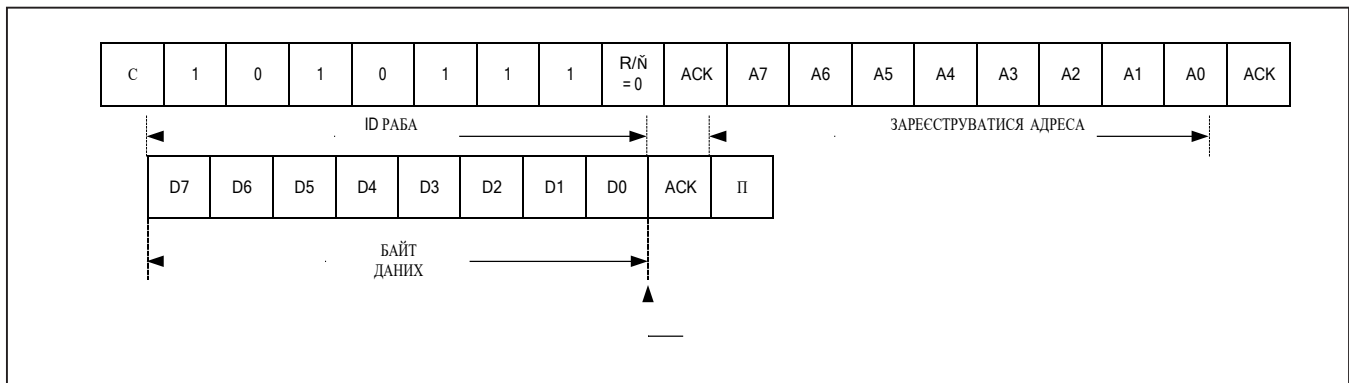
B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	НАПИСАТИ АДРЕСУ	ЧИТАТИ АДРЕСУ
1	0	1	0	1	1	1	R/Ž	0xAE	0xAF



Мал. 4.2 Умови пуск, стоп і повторний пуск



Мал. 4.3



Малюнок 4.4 Реєстр даних FIFO

Глибина циклічного FIFO становить 32 і може містити до 32 зразків даних. Розмір вибірки залежить від кількості світлодіодних каналів (так званих каналів), налаштованих як активні. Оскільки кожен сигнал каналу зберігається як 3-байтовий сигнал даних, ширина FIFO може становити 3 або 6 байтів.

Регістр FIFO_DATA у карті регістрів I2C вказує на наступний зразок, який буде зчитано з FIFO. FIFO_RD_PTR вказує на цей зразок. Читання регістру FIFO_DATA не призводить до автоматичного збільшення адреси регістру I2C. Вибухове читання цього реєстру, зчитування тієї самої адреси знову і знову. Кожна вибірка містить 3 байти даних на канал (тобто 3 байти для RED, 3 байти для IR тощо).

Усі регістри FIFO (0x04–0x07) можна записувати та читати, але на практиці під час роботи слід записувати лише в регістр FIFO_RD_PTR. Інші автоматично збільшуються або заповнюються даними MAX30102. Під час нового перетворення SpO2 або частоти серцевих скорочень рекомендується спочатку очистити регістри FIFO_WR_PTR, OVF_COUNTER і FIFO_RD_PTR до всіх нулів (0x00), щоб переконатися, що FIFO порожній і перебуває у відомому стані. Під час зчитування регістрів MAX30102 в одній транзакції пакетного читання I2C вказівник адреси регістру зазвичай збільшується, щоб наступний байт надісланих даних надходив із наступного регістра тощо. Винятком є регістр даних FIFO, регістр 0x07. Під час читання цього регістра показник адреси не збільшується, але FIFO_RD_PTR збільшується.

Зазвичай читання регістрів з інтерфейсу I2C автоматично збільшує покажчик адреси регістру, так що всі регістри можуть бути прочитані в пакетному зчитуванні без події запуску I2C. У MAX30102 це справедливо для всіх регістрів, крім регістра FIFO_DATA (реєстр 0x07).

Читання регістра FIFO_DATA не призводить до автоматичного збільшення адреси регістру. Пакетне читання цього регістру зчитує дані з тієї самої адреси знову і знову. Кожен зразок містить кілька байтів даних, тому кілька байтів слід прочитати з цього реєстру (в одній транзакції), щоб отримати один повний зразок.

Іншим винятком є 0xFF. Зчитування додаткових байтів після регістра 0xFF не повертає вказівник адреси назад до 0x00, і зчитані дані не мають сенсу.

4.2 Структура даних FIFO

FIFO даних складається з банку пам'яті на 32 вибірки, який може зберігати дані IR та Red ADC. Оскільки кожна вибірка складається з двох каналів даних, існує 6 байтів даних для кожної вибірки, і тому загальна кількість 192 байтів даних може зберігатися в FIFO.

Дані FIFO вирівняно за лівим краєм, як показано на [Таблиця 1](#); іншими словами, біт MSB завжди знаходиться в позиції даних біта 17 незалежно від цього налаштування роздільної здатності АЦП. Див. таблицю 2 для візуального представлення структури даних FIFO.

Таблиця 4.2 Дані FIFO

АЦП роздільна здатність	FIFO_DATA[17]	FIFO_DATA[16]	...	FIFO_DATA[12]	FIFO_DATA[11]	FIFO_DATA[10]	FIFO_DATA[9]	FIFO_DATA[8]	FIFO_DATA[7]	FIFO_DATA[6]	FIFO_DATA[5]	FIFO_DATA[4]	FIFO_DATA[3]	FIFO_DATA[2]	FIFO_DATA[1]	FIFO_DATA[0]
18-бітний																
17-бітний																
16-бітний																
15-бітний																

Дані FIFO вирівняні за лівим краєм, що означає, що MSB завжди знаходиться в тому самому місці, незалежно від налаштування роздільної здатності АЦП. FIFO_DATA[18] – [23] не використовуються. Таблиця 2 показує структуру кожної трійки байтів (містить 18-бітний вихід даних АЦП кожного каналу).

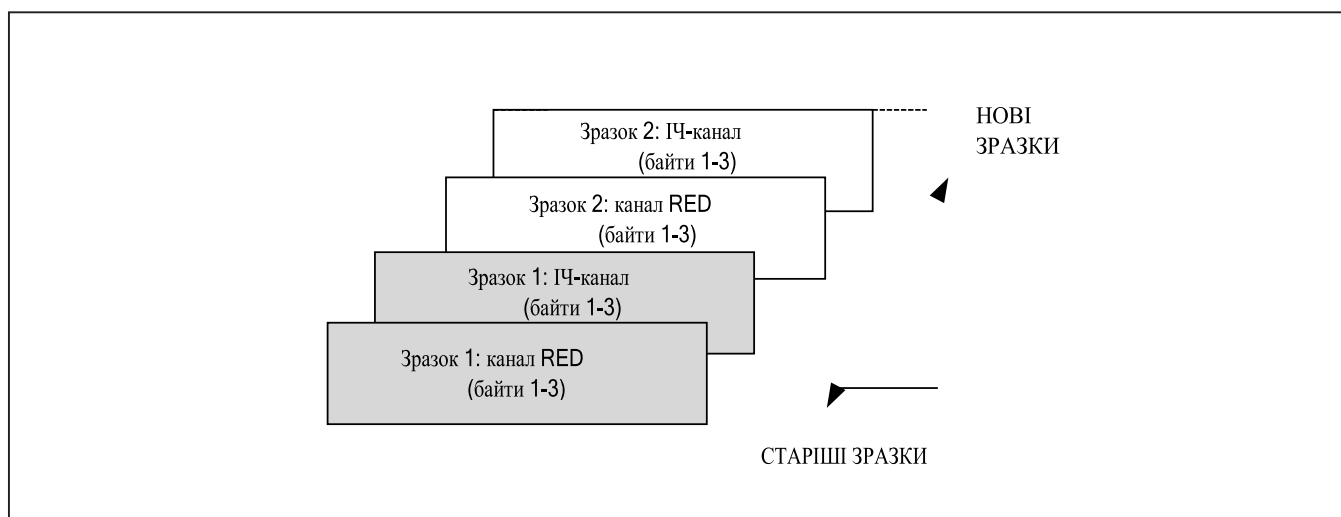
Кожен зразок даних у режимі SpO2 складається з двох триплетів даних (по 3 байти кожен). Щоб прочитати один зразок, потрібна команда зчитування I2C для кожного байта. Таким чином, для читання одного зразка в режимі SpO2 потрібно зчитування 6 байтів I2C. Показчик читання FIFO автоматично збільшується після читання першого байта кожного зразка.

Показники запису/читання використовуються для керування потоком даних у FIFO. Показчик запису збільшується кожного разу, коли новий зразок додається до FIFO. Показчик читання збільшується кожного разу, коли вибірка зчитується з FIFO. Щоб повторно прочитати вибірку з FIFO, зменште її значення на одиницю та знову прочитайте регістр даних.

Показники запису/читання FIFO слід очистити (назад до 0x00) після входу в режим SpO2 або режим HR, щоб старі дані не відображалися в FIFO. Показники автоматично очищаються, якщо VDD вмикається або напруга VDD падає нижче свого UVLO.

Таблиця 4.3

БАЙТ 1							FIFO_ДАНІ[17]	FIFO_ДАНІ[16]
БАЙТ 2	FIFO_ДАНІ[15]	FIFO_ДАНІ[14]	FIFO_ДАНІ[13]	FIFO_ДАНІ[12]	FIFO_ДАНІ[11]	FIFO_ДАНІ[10]	FIFO_ДАНІ[9]	FIFO_ДАНІ[8]
БАЙТ 3	FIFO_ДАНІ[7]	FIFO_ДАНІ[6]	FIFO_ДАНІ[5]	FIFO_ДАНІ[4]	FIFO_ДАНІ[3]	FIFO_ДАНІ[2]	FIFO_ДАНІ[1]	FIFO_ДАНІ[0]



Мал. 4,5 Графічне представлення реєстру даних FIFO. Він показує ІЧ і червоний у SpO2Режим.

Приклад псевдокоду читання даних із FIFO

Перша транзакція: отримати FIFO_WR_PTR:

СТАРТ;

Надіслати адресу пристрою +

режим запису Надіслати адресу

FIFO_WR_PTR;

REPEATED_START;

Надіслати адресу пристрою +

режим читання Читання

FIFO_WR_PTR;

СТІЙ;

Центральний процесор оцінює кількість зразків, які потрібно зчитати з FIFO:

$\text{NUM_AVAILABLE_SAMPLES} = \text{FIFO_WR_PTR} - \text{FIFO_RD_PTR}$

(Примітка: слід враховувати обертання вказівника)

$\text{NUM_SAMPLES_TO_READ} = < \text{менше або дорівнює}$

$\text{NUM_AVAILABLE_SAMPLES} >$ Друга транзакція: прочитати

$\text{NUM_SAMPLES_TO_READ}$ зразків із FIFO:

СТАРТ;

Надіслати адресу пристрою +

режим запису Надіслати адресу

FIFO_DATA;

REPEATED_START;

Надіслати адресу пристрою + режим читання

for ($i = 0$; $i < \text{NUM_SAMPLES_TO_READ}$; $i++$)

{ Читати FIFO_DATA;

Зберегти

LED1[23:16];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED1[15:8];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED1[7:0];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED2[23:16];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED2[15:8];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED2[7:0];

Читання

FIFO_DATA;

}

СТІЙ;

СТАРТ

;

Надіслати адресу пристрою +

режим запису Надіслати адресу

FIFO_RD_PTR; Напишіть

FIFO_RD_PTR;

СТІЙ;

Приклад псевдокоду читання даних із FIFO

Перша транзакція: отримати FIFO_WR_PTR:

СТАРТ;

Надіслати адресу пристрою +

режим запису Надіслати адресу

FIFO_WR_PTR;

REPEATED_START;

Надіслати адресу пристрою +

режим читання Читання

FIFO_WR_PTR;

СТІЙ;

Центральний процесор оцінює кількість зразків, які потрібно зчитати з FIFO:

$NUM_AVAILABLE_SAMPLES = FIFO_WR_PTR - FIFO_RD_PTR$

(Примітка: слід враховувати обертання вказівника)

$NUM_SAMPLES_TO_READ = < \text{менше або дорівнює}$

$NUM_AVAILABLE_SAMPLES >$ Друга транзакція: прочитати

$NUM_SAMPLES_TO_READ$ зразків із FIFO:

СТАРТ;

Надіслати адресу пристрою +

режим запису Надіслати адресу

FIFO_DATA;

REPEATED_START;

Надіслати адресу пристрою + режим читання
 for (i = 0; i < NUM_SAMPLES_TO_READ; i++)

{ Читати FIFO_DATA;

Зберегти

LED1[23:16];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED1[15:8];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED1[7:0];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED2[23:16];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED2[15:8];

Читання

FIFO_DATA;

Зберегти

LED2[7:0];

Читання

FIFO_DATA;

}

СТІЙ;

СТАРТ

;

Надіслати адресу пристрою +

режим запису Надіслати адресу

FIFO_RD_PTR; Напишіть

FIFO_RD_PTR;

СТІЙ;

Датчик MAX30102 має вбудовану функцію FIFO (First-In, First-Out), яка дозволяє зберігати та організовувати дані, отримані з сенсора. Функція FIFO дає змогу зберігати більше вимірювань перед тим, як їх буде необхідно зчитати та обробити.

Основні особливості FIFO в MAX30102:

- Буфер зберігання: MAX30102 має вбудований буфер FIFO, який може зберігати до 32 вимірювань вхідних даних.
- Режим роботи FIFO: Датчик підтримує різні режими роботи FIFO, такі як режим "Roll Over" (циклічний перезапис) та режим "Almost Full" (майже повний). В режимі "Roll Over", коли буфер FIFO заповнюється повністю, нові дані замінюють старі дані. В режимі "Almost Full", можна встановити поріг заповнення, при досягненні якого генерується переривання.
- Зчитування даних з FIFO: Для зчитування даних з FIFO використовується інтерфейс I2C, з якого можна прочитати значення інтенсивності червоного та інфрачервоного світла, а також інші параметри, пов'язані з вимірюванням.
- Управління FIFO: Є ряд регістрів у датчику MAX30102, які дозволяють налаштовувати параметри FIFO, такі як режим роботи, розмір буфера та інші налаштування.

Використання функції FIFO дозволяє ефективно збирати та зберігати дані з датчика MAX30102, забезпечуючи їх подальшу обробку та аналіз.

Висновки до роботи

Дипломна робота вирішує актуальну науково-прикладну задачу: розробка комп'ютерної системи моніторингу та вимірювання насичення крові киснем.

Для вирішення цієї задачі було реалізовано наступне:

- Проведено аналіз існуючих методів та принципів, на яких базуються сучасні системи моніторингу та вимірювання насичення крові киснем. Обрано та розроблено методи, на яких базується система.
- Проведено аналіз ринку існуючих аналогічних та альтернативних продуктів.

Для розробки прикладу для вимірювання сатурації крові був використаний датчик на основі MAX30102. Висновки до розробки датчика MAX30102 для вимірювання сатурації крові можуть бути наступними:

Датчик MAX30102 є потужним і зручним інструментом для немедичних вимірювань сатурації крові. Він може надавати точні та надійні вимірювання, що є важливим для моніторингу кровообігу та кисневого насичення організму. Завдяки своїм компактним розмірам та низькому споживанню енергії, датчик MAX30102 підходить для використання в різних мобільних та портативних пристроях, таких як фітнес-браслети, смарт-годинники та інші пристрої з моніторингом здоров'я.

Функція FIFO в датчику дозволяє ефективно збирати та зберігати дані, що дозволяє збільшити точність вимірювань та забезпечити зручну обробку даних.

Для досягнення найкращих результатів вимірювання, важливо належним чином налаштувати параметри датчика, такі як час інтеграції, роздільна здатність та фільтри, що використовуються.

При проектуванні пристрою на базі датчика MAX30102, варто враховувати фізичні обмеження, такі як відстань та розташування датчика на тілі пацієнта,

щоб забезпечити точні та стабільні вимірювання.

Датчик МАХ30102 вимагає належної обробки та інтерпретації отриманих даних для отримання значущої інформації про сатурацію крові. Алгоритми обробки даних можуть варіюватись залежно від конкретних вимог і застосувань.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. // Respiratory Medicine. – 2013. – №107. – С. 788–799.
2. Пульсоксиметр Gamma Oxy Scan [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <https://medtehnikalife.com.ua/ua/pulsoksimetr-gamma-oxy-scan>
3. Пульсоксиметр IMDK модель C101A2 [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <https://shprici.com.ua/ua/p1519193213-pulsoksimetr-imdk-model.html>
4. Mendelson Y. Pulse Oximetry / Mendelson. // Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. – 2006.
5. Дипломний проєкт бакалавра: виконання, оформлення та захист : навч. посіб. / Уклад. : С. П. Вислоух, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2022. – 64 с. та Виробнича практика.
6. Магістерська дисертація Маловічко Євген [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/45695/1/Malovichko_magistr.pdf
7. Lindberg, E; Gislason, T. Epidemiology of sleep-related obstructive breathing. Sleep Med Rev, 2000, 4 – pp.411–433.
8. MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://dfimg.dfrobot.com/nobody/wiki/ce7659ceeda5f7b482044ac0a74bc71b.pdf>
9. Edward D. Chan, Michael M. Chan, Mallory M. Chan. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations

- /Respiratory Medicine. — 2013-06-01. — Т. 107, вып. 6. — С. 789–799.
10. Організація, проходження та захист звіту [Електронний ресурс] : навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за освітньою програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні» спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: М. О. Безуглий, Н. І. Бурау, Ю. В. Киричук, М. В. Філіппова. – Електронні текстові дані (1 файл: 704 Кбайта). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 40 с.
 11. ALLDATASHEET.COM [Електронний ресурс]: Electronic Components Datasheet Search – Назва з екрану: <http://www.alldatasheet.com/> – Режим доступу DFRobot [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.dfrobot.com/>
 12. Pulse oximetry: fundamentals and technology update. // Medical Devices: Evidence and Research. – 2017. – №7. – С. 231–239.
 13. Маловічко Є. В. ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИНЦИПУ РОБОТИ СИСТЕМ ВИМІРЮВАННЯ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ / Є. В. Маловічко, А. П. Щербань. // Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених "Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні". – 2021. – №17. – С. 306–309.
 14. Дихання - [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%94%D0%B8%D1%85%D0%B0%D0%BD%D0%BD%D1%8F>
 15. Correlation between oxyhaemoglobin saturation by pulse oximetry and partial pressure of oxygen in patients with acute respiratory failure / C. Cinesi-Gómez, P. García-García, I. López-Pelayo [et al.] // Revista Clínica Española (English Edition). – 2017. – Vol. 217 (9). – P. 522–525. DOI <https://doi.org/10.1016/j.rceng.2017.08.005>.

16. Гавриш, О. А., Бояринова К. О., Копішинська К. О. Розробка стартап-проектів: практикум: навчальний посібник для студентів спеціальностей 151 – «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології» та 152 – «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»; КПІ ім. Ігоря Сікорського. Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. 116 с
17. Intel Curie [Електронний ресурс]. - Режим доступу: http://www.mouser.com/pdfdocs/genuino_PB_333286-002.pdf
18. Документація Arduino [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoard101>
19. TPS7a49 datasheet [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps7a49.pdf>
20. Дипломний проєкт бакалавра: виконання, оформлення та захист : навч. посіб. / Уклад. : С. П. Вислоух, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2022. – 64 с. та Виробнича практика.

Инд. Л.Д.Робота	Почат. у. дата	Врач. инд. Л.Д.	Инд. Л.Д.Робота	Почат. у. дата	(проб. Л.Д.)	Перв. примен.

ПБ-391.1720.002СХ

Имя	Лист	Л.Д.Робота	Почат.	Дата
Робот	Врач	Врач		
Лист	Лист	Лист		
Лист	Лист	Лист		
Лист	Лист	Лист		

ПБ-391.1720.002СХ

Технологічна схема складання

Лист	Маск	Маск
1-1		

Лист	Лист
1	1

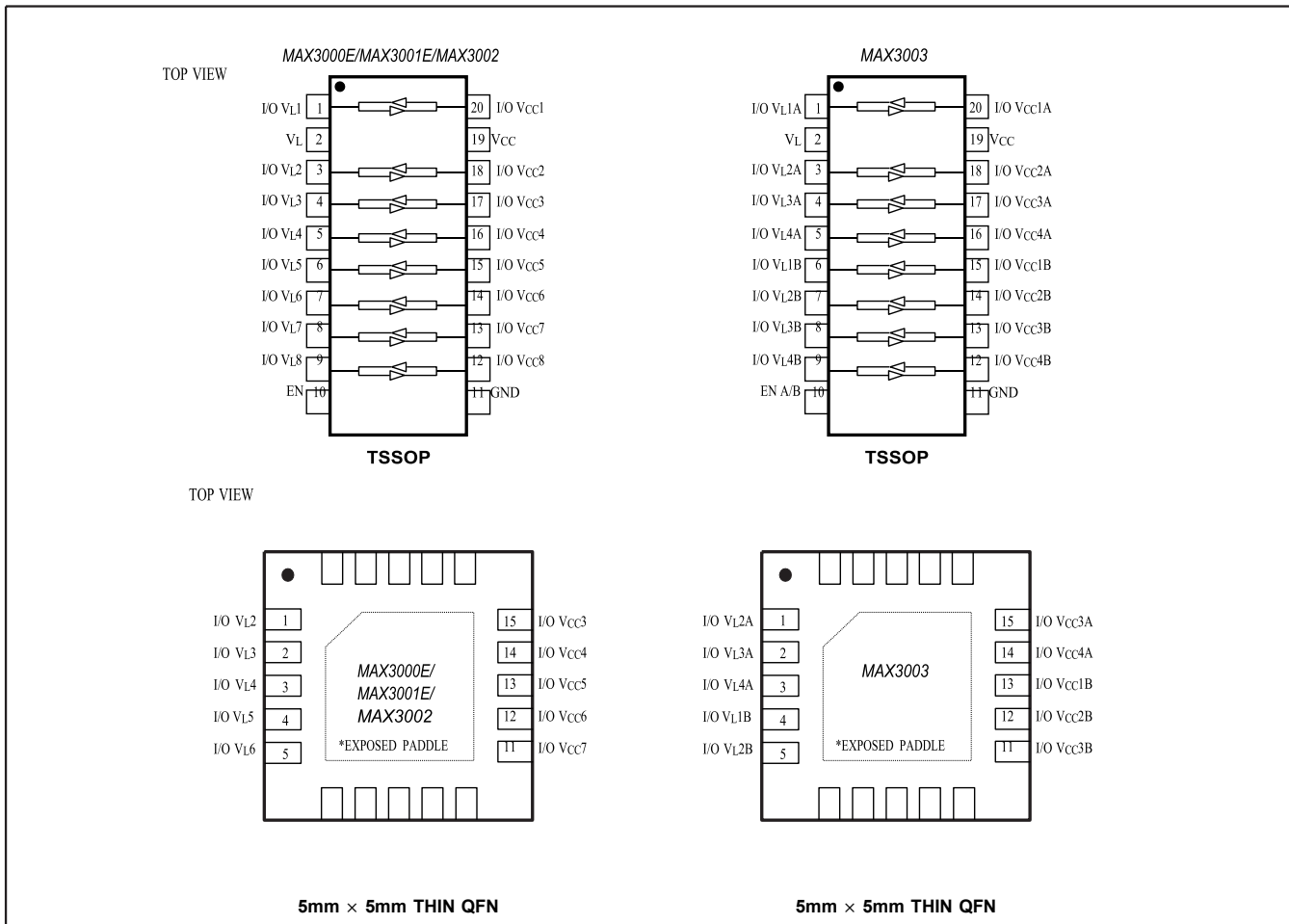
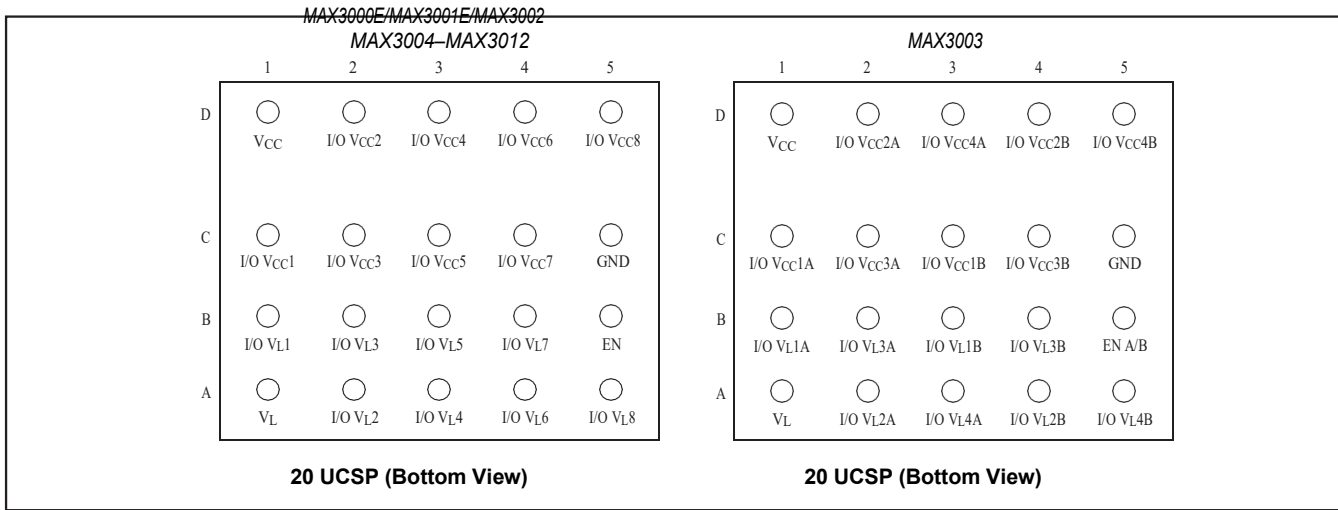
Форма А-3

ПБ-391.1702.003СХ

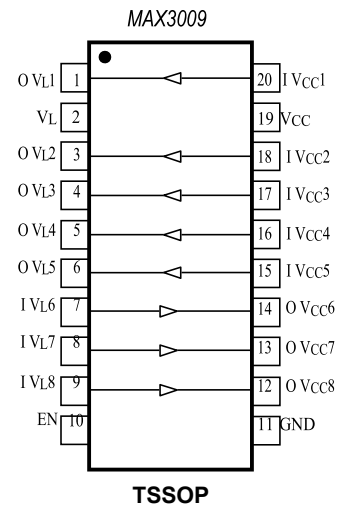
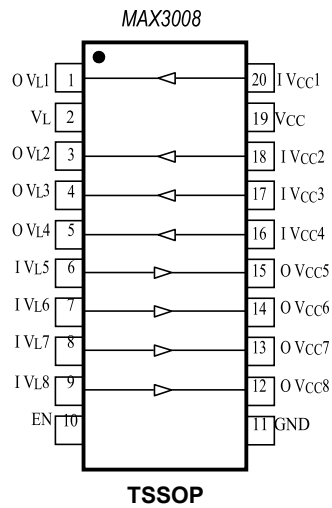
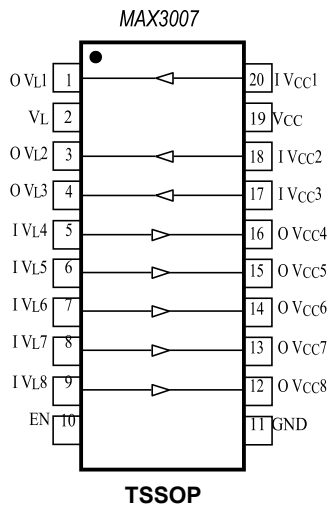
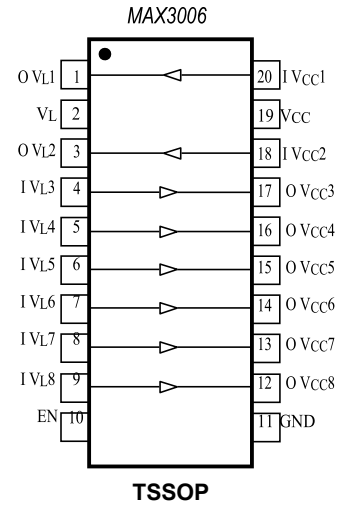
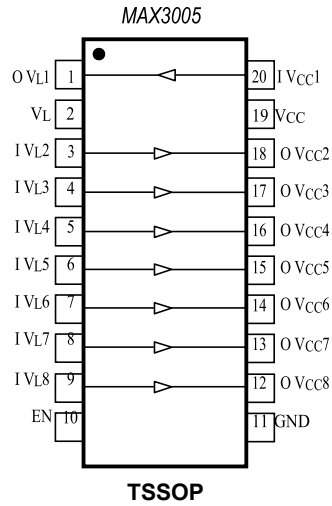
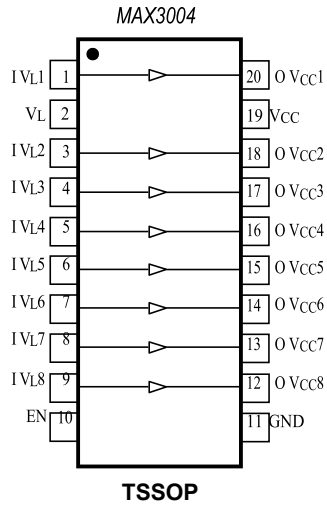
Инд. ☐	Подп. ☐	Подп. и дата	Взам. инд. ☐	Инд. ☐	Подп. ☐	Подп. и дата	Гр. ☐	Перв. примен.																																																						
<table border="1"> <thead> <tr> <th>Инд.</th> <th>Наименование</th> <th>Ед. изм.</th> <th>Кол-во</th> <th>Подп.</th> <th>Дата</th> <th>Лист</th> <th>Масштаб</th> <th>Максимум</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td>Разработчик</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>Проверен</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>Утвержден</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>Исполнен</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>Упр.</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>									Инд.	Наименование	Ед. изм.	Кол-во	Подп.	Дата	Лист	Масштаб	Максимум		Разработчик									Проверен									Утвержден									Исполнен									Упр.							
Инд.	Наименование	Ед. изм.	Кол-во	Подп.	Дата	Лист	Масштаб	Максимум																																																						
	Разработчик																																																													
	Проверен																																																													
	Утвержден																																																													
	Исполнен																																																													
	Упр.																																																													
ПБ-391.1702.003СХ Структурная схема сборки Лист 1-1 Максимум 1-1																																																														

Копировать

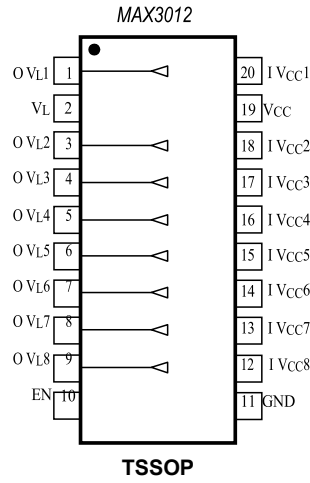
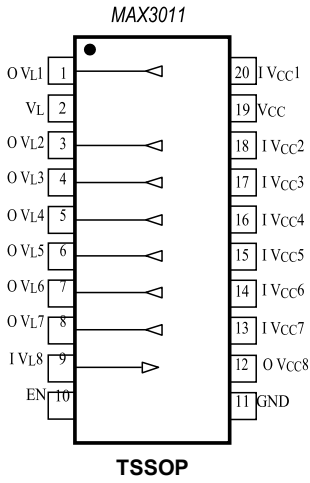
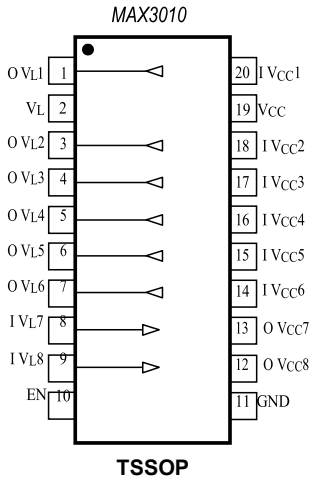
Формат А3



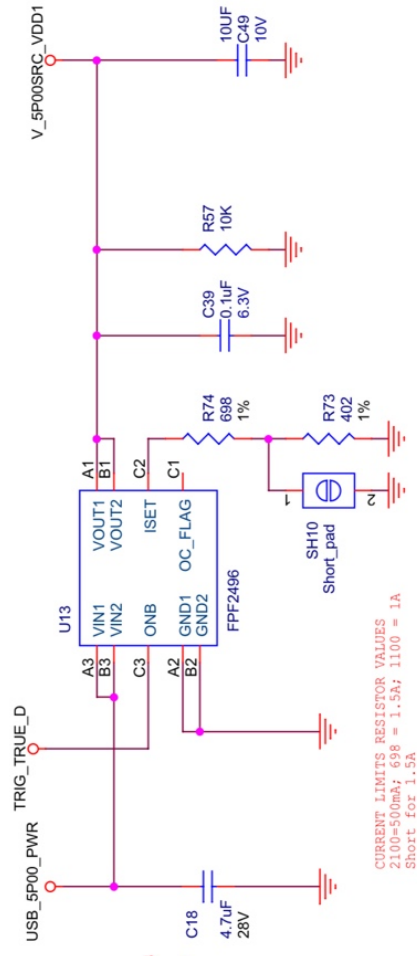
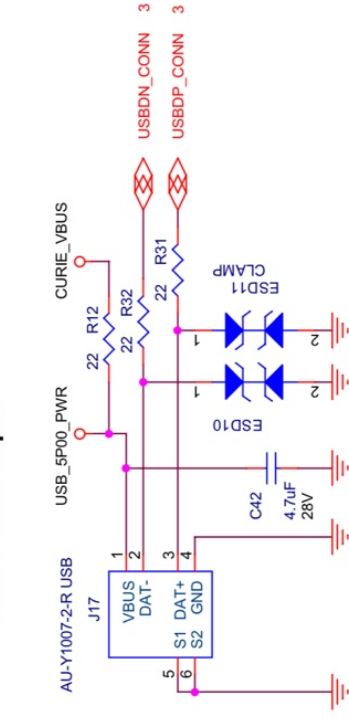
TOP VIEW



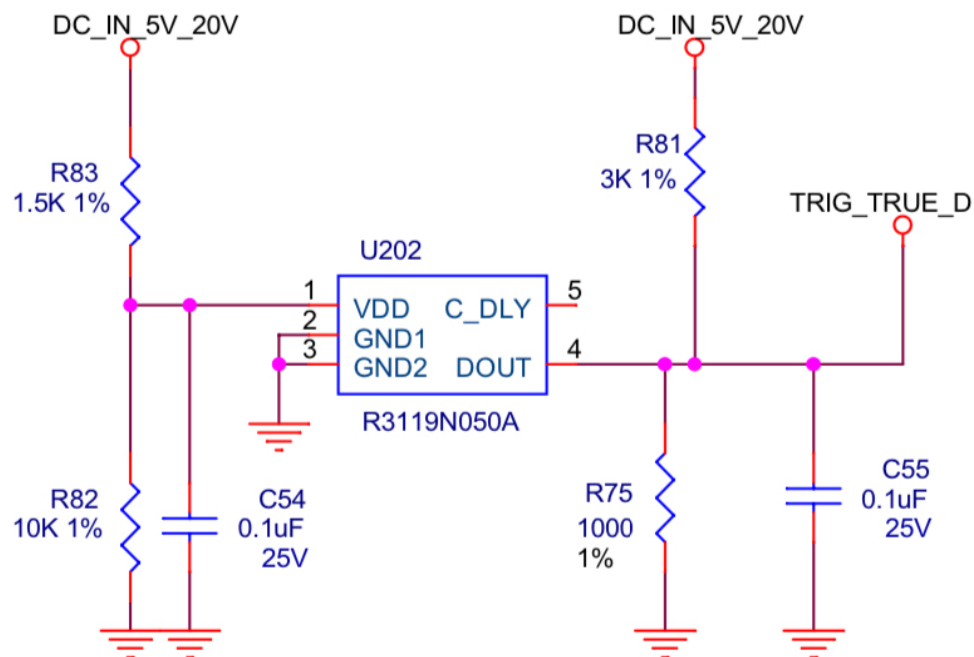
TOP VIEW



USB Power Input

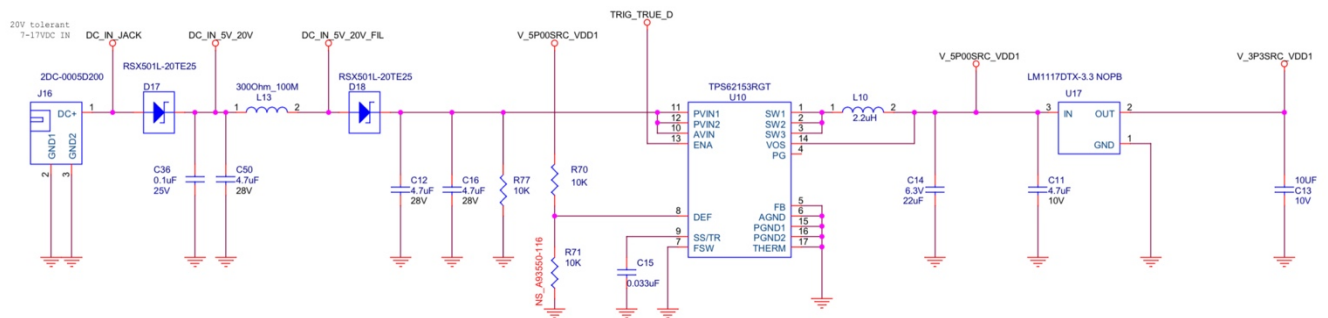


Power Input SEL

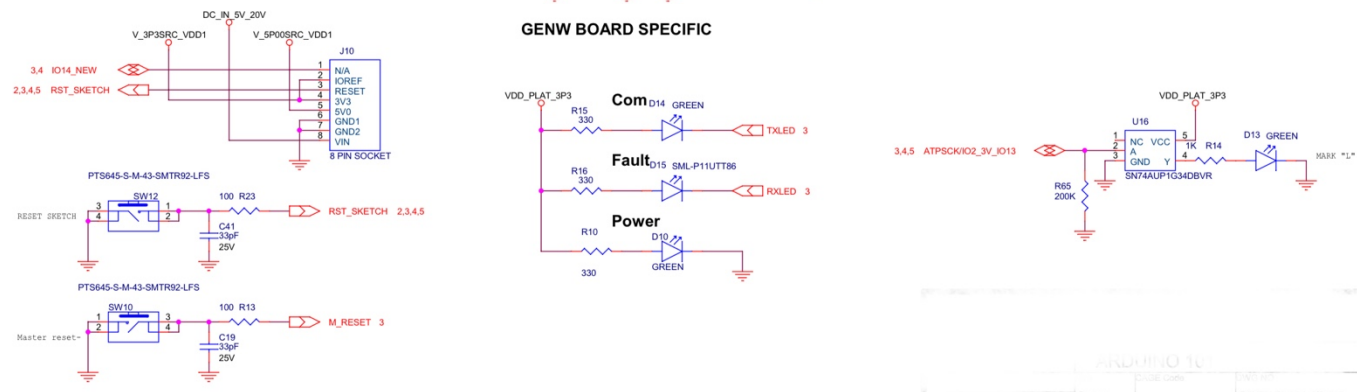


Trip set to 5.75V

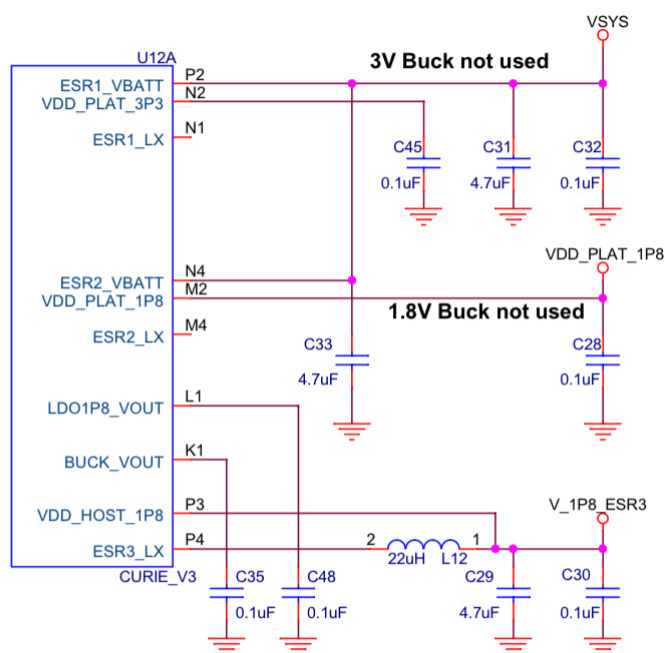
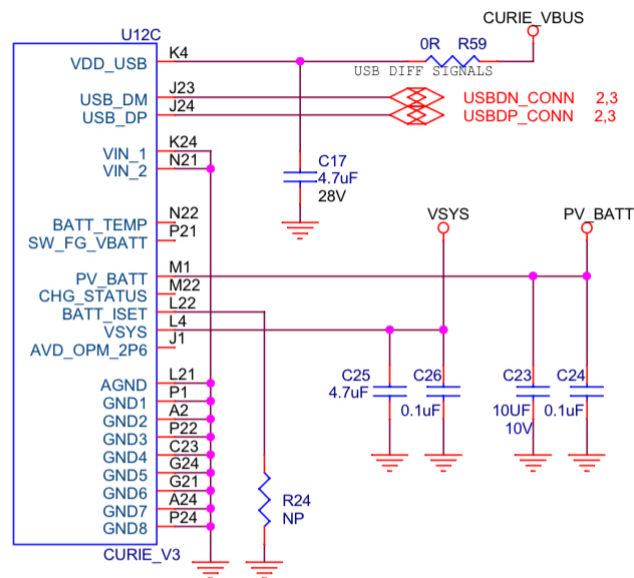
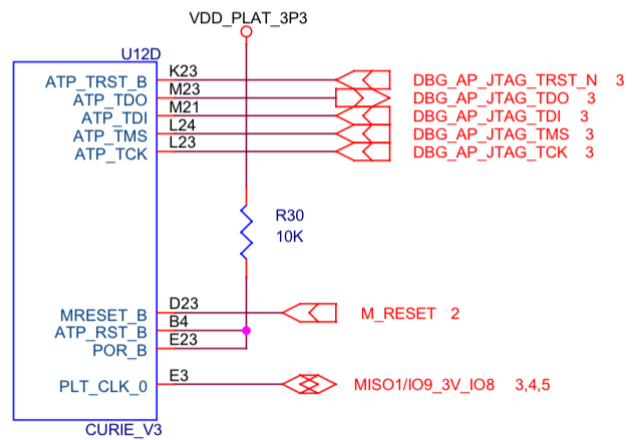
Barrel Power Input



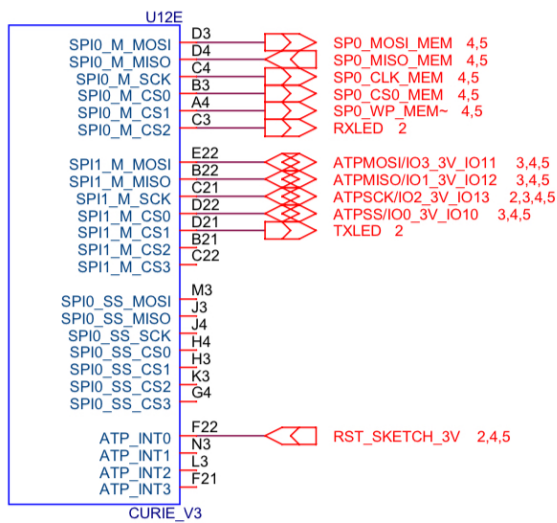
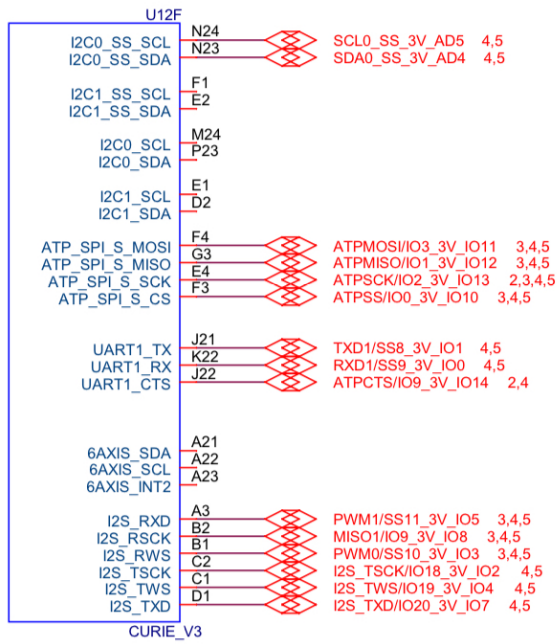
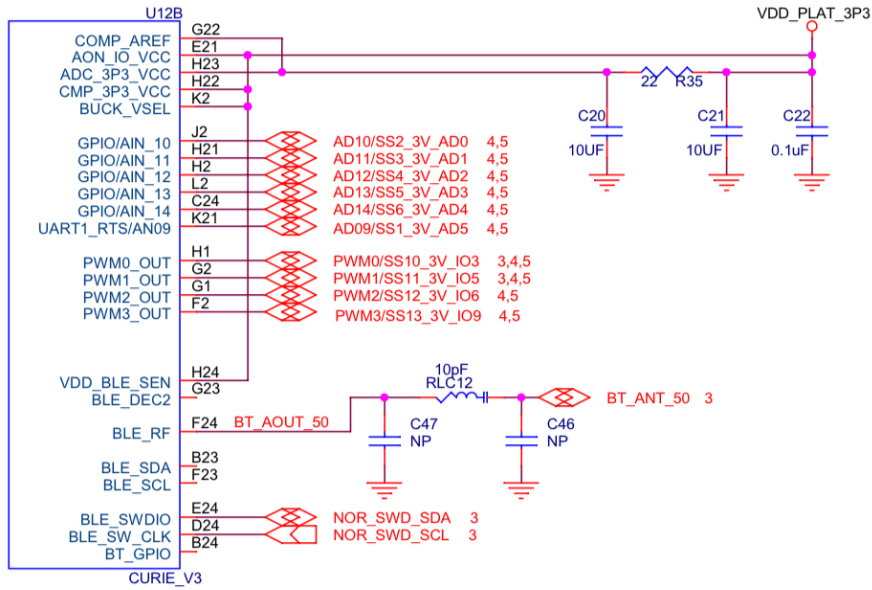
GENW BOARD SPECIFIC



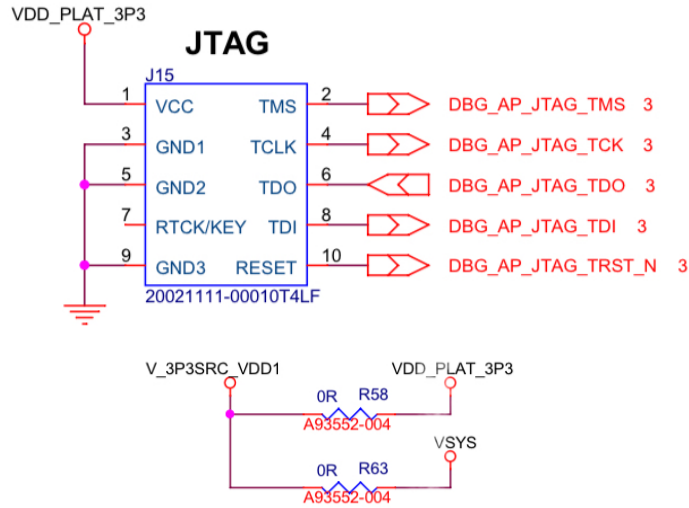
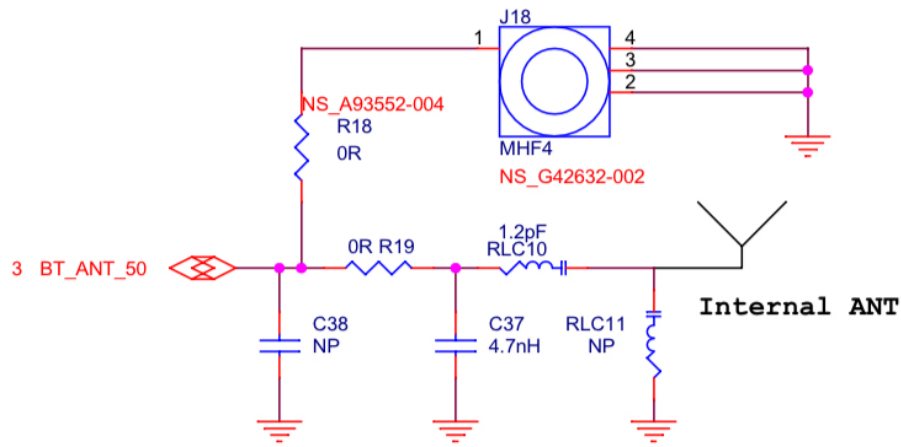
Power and reset



I/O



Antenna



Test Points



Test JTAG

