

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ ВИЩИЙ НАВЧАЛЬНИЙ ЗАКЛАД
"УЖГОРОДСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ"
ІНЖЕНЕРНО-ТЕХНІЧНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
Кафедра електронних систем

ДІДИК РОСТИСЛАВ СЕРГІЙОВИЧ

**ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИЙ ПРИСТРІЙ МОНІТОРИНГУ ЯКОСТІ
ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ**

Спеціальність 171 Електроніка

Освітня програма Електронні системи

Кваліфікаційна робота

на здобуття освітнього ступеня бакалавра

Науковий керівник:

Юркін Ігор Михайлович

К.ф.-м. наук, доцент

Ужгород – 2025

РЕЄСТРАЦІЯ _____

(номер)

« _____ » _____ 2025 р. _____ Тетяна СЕМАК

(підпис)

Кваліфікаційна робота допущена до захисту

Завідувач кафедри _____

Тарас ЗАЯЦЬ

(підпис)

к.ф.-м.н., доцент

« _____ » _____ 2025 р.

Рецензент _____

(підпис)

І Федоренко І.І.

(Ім'я, Прізвище)

доц. к.ф.-м.н.

(науковий ступінь, вчене звання)

З А В Д А Н Н Я

на кваліфікаційну бакалаврську роботу
студенту Дідику Ростиславу Сергійовичу

1. Тема роботи: Інтелектуальний пристрій моніторингу якості життєдіяльності людини

Затверджена на засіданні кафедри (протокол №3 від 18 жовтня 2024 року)

2. Термін закінчення роботи: 10 червня 2025 року.

3. Вихідні дані до роботи.

1. Провести аналіз існуючих інтелектуальних пристроїв моніторингу якості життєдіяльності людини. Спроекувати та розробити пристрій який буде використовуватись з мінімальною кількістю необхідних дій.

1. напруга живлення ~9В;
2. Номінальний струм споживання до 50мА
3. Робоча температура, °С від 0 до +50

4. Зміст роботи(перелік питань, що підлягають розробці).

Анотація роботи.


Пояснювальна записка:

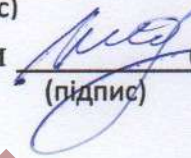
Вступ

1. Огляд і аналіз існуючих аналогів об'єкту проектування
2. Огляд і аналіз існуючих методів та схемотехнічних рішень поставленого завдання
3. Синтез та аналіз структурної схеми
4. Синтез та аналіз електричної принципової схеми
5. Опис схеми підключення та основні обчислення
6. Алгоритм збору та обробки даних

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Найменування етапів виконання КБР	Термін виконання етапів	Примітки
1	Пошук та аналіз аналогів об'єкта дослідження	До 20.12.2024 року	
2	Огляд та аналіз аналогів	До 20.02.2024 року	
3	Вибір технічного рішення та обґрунтування технічної пропозиції	До 20.03.2024 року	
4	Синтез структурної та принципової схем	До 20.04.2024 року	
5	Виготовлення конструкторської документації	До 20.05.2024 року	
6	Оформлення кваліфікаційної бакалаврської роботи.	До 10.06.2025 року	
7	Захист на державній екзаменаційній комісії.	Згідно з графіком захисту	

Студент  (Дідик Р.С.)
(підпис)

Керівник роботи  (Юркін І.М.)
(підпис)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна бакалаврська робота на тему: «Інтелектуальний пристрій моніторингу якості життєдіяльності людини» / УжНУ; Керівник Юркін І. М.; Студент Дідик Р. С., група ЕС.

Пояснювальна записка: 49 сторінок, 13 рисунків, 6 таблиць, 12 джерел, 4 додатки

Графічна частина: 2 листи формату А1.

Об'єкт розробки – розробка структурної та принципової схеми та самого інтелектуального пристрою моніторингу якості життєдіяльності людини.

Метод дослідження – аналіз прототипу та аналогів, синтез принципової структурної схеми та реалізація у вигляді електричної схеми і пристрою.

При виконанні роботи було проведено пошук та аналіз аналогів об'єкту дослідження. На основі цих даних і вимог технічного завдання було розроблено структурну та принципову схему.

СХЕМА, АРДУІНО, ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИЙ ПРИСТРІЙ

ABSTRACT

Diploma project of the “Bachelor” degree : «Intelligent Device for Monitoring Human Vital Activity Quality» /UzhNU; Supervisor: Yurkin I. M.; Student Didyk R.S., ES group

Explanatory Note: 49 pages, 13 figures, 6 tables, 12 sources, 4 appendixes

Graphic part: 2 sheets, A1 sheets

Object of Development – the development of the structural and schematic diagrams, as well as the intelligent device for monitoring the quality of human vital activity.

Research Method – analysis of prototypes and analogues, synthesis of a functional structural diagram, and implementation as an electrical schematic and physical device.

During the work, a search and analysis of existing analogues of the object under study was carried out. Based on these data and the technical requirements, both the structural and schematic diagrams were developed.

Keywords:

SCHEMATIC DIAGRAM, INTELLIGENT DEVICE, SYSTEM ARCHITECTURE

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ДВНЗ «Ужгородський національний університет»

Інженерно-технічний факультет

Кафедра електронних систем

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Зав. Кафедрою,

Доц. _____ (Заяць Т.М)

“ ” _____ 2025 року

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

На кваліфікаційну бакалаврську роботу

на тему:

**ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИЙ ПРИСТРІЙ МОНІТОРИНГУ ЯКОСТІ
ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ**

КБР.ЕС.9539982.ПЗ

Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат	Інтелектуальний пристрій моніторингу якості життєдіяльності людини Пояснювальна записка	Лім.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Дідик Р.С						8
Перевір.		Юрчишин						
Реценз.								
Н. Контр.		Папп О.В.						
Затверд.								

УжНУ, ІТФ 4 курс група
ЕС

ЗМІСТ

ВСТУП	10
ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ	12
1.Огляд і аналіз існуючих аналогів об'єкту проєктування	13
2.Огляд і аналіз існуючих методів та схемотехнічних рішень поставленого завдання	19
3. Синтез та аналіз структурної схеми	24
4. Синтез та аналіз електричної принципової схеми	25
5. Опис схеми підключення та основні обчислення	33
6. Алгоритм збору та обробки даних	34
7 Програмна реалізація: опис, тестування та захист від відмов	35
8 Методика експерименту	40
9 Аналіз результатів	46
10. Висновки	47
Список джерел використаної літератури	51
ДОДАТКИ	
ДОДАТОК А.	
ДОДАТОК Б.	
ДОДАТОК В.	
ДОДАТОК Г.	

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докum.	Підпис	Дат		

ВСТУП

Сучасний світ стикається із зростаючою потребою в постійному моніторингу стану здоров'я. Хронічні захворювання, старіння населення, активний спосіб життя та зростання обізнаності про профілактику медичних станів роблять персональні медичні пристрої невід'ємною частиною повсякденності. Існуючі медичні прилади, такі як пульсоксиметри або ЕКГ-апарати, забезпечують високу точність, але їхня вартість, габарити та складність використання обмежують доступність для масового споживача. На противагу цьому, розвиток мікроконтролерних платформ на кшталт Arduino дозволяє створювати компактні, енергоефективні та бюджетні рішення для моніторингу життєвих показників.

Метою даної роботи є розробка інтелектуального пристрою на базі Arduino для безперервного вимірювання пульсу людини з подальшим відображенням даних на вбудованому дисплеї.

Основні завдання дослідження:

1. Аналіз сучасних методів реєстрації пульсу та обґрунтування вибору фотоплетизмографії (PPG).
2. Розробка апаратної частини пристрою, включаючи підбір датчиків, мікроконтролера та дисплея.
3. Створення програмного забезпечення для обробки сигналу, фільтрації шумів та розрахунку частоти серцевих скорочень.
4. Експериментальна перевірка точності роботи пристрою шляхом порівняння з професійним медичним обладнанням.

Актуальність роботи полягає в тому, що розроблений пристрій поєднує низьку собівартість, простоту використання та достатню точність для домашнього застосування. Він може використовуватися:

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докum.	Підпис	Дат		10

- Для щоденного моніторингу пульсу особами з серцево-судинними захворюваннями.
- Спортсменами для контролю навантаження під час тренувань.
- У рамках профілактичних медичних програм

Наукова новизна дослідження полягає в оптимізації алгоритмів обробки сигналу ФПГ для мікроконтролерів з обмеженими обчислювальними ресурсами, що дозволяє досягти стабільних результатів у реальному часі.

ЕСІТТФУЖЖНУ

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		11

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

PPG – фотоплетизмографія;

ЕКГ – електрокардіографія;

BPM – пульс за хвилину;

GND – земля;

VCC – живлення;

USB - універсальна послідовна шина;

ЕСІТТФУЖКНУ

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

ОГЛЯД І АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ АНАЛОГІВ ОБ'ЄКТУ ПРОЄКТУВАННЯ

У сучасному світі зростає попит на технології, що дозволяють здійснювати постійний контроль за фізіологічними параметрами людини. Це зумовлено як розвитком медицини, так і зростанням зацікавленості людей у власному здоров'ї, фізичній формі та якості життя загалом. Зокрема, актуальним є питання моніторингу життєвих показників у режимі реального часу, зокрема таких, як частота серцевих скорочень (пульс), рівень насичення крові киснем (SpO_2), артеріальний тиск, температура тіла, рівень стресу тощо.

Об'єктом цього дослідження є інтелектуальний пристрій для моніторингу якості життєдіяльності людини, а отже, перш ніж переходити до розробки власного пристрою, доцільно здійснити аналіз існуючих аналогів, які вже представлені на ринку або використовуються в наукових, медичних чи побутових цілях.

Комерційні розумні пристрої (Smart Gadgets)

Однією з найбільш популярних категорій подібних пристроїв є так звані "розумні" годинники та браслети (Smartwatches, Fitness Trackers). Серед найбільш відомих моделей можна назвати такі як Apple Watch, Samsung Galaxy Watch, Xiaomi Mi Band, Fitbit Charge, Huawei Band тощо. Ці пристрої мають широкий спектр функцій, серед яких — безперервне вимірювання пульсу, оцінка рівня насичення крові киснем, аналіз якості сну, крокомір, сповіщення про вхідні дзвінки, повідомлення та навіть вимірювання електрокардіограми (наприклад, у Apple Watch серії 4 і вище).

Перевагами подібних пристроїв є:

- висока інтеграція функціоналу;
- наявність Bluetooth для передачі даних на смартфон;
- зручний інтерфейс користувача;
- компактність та автономність.

Однак, ці пристрої мають і суттєві недоліки:

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		13

- закритість системи — неможливість змінити прошивку або апаратну складову;
- висока вартість;
- обмежені можливості для інтеграції в нестандартні проєкти чи навчальні цілі;
- необхідність синхронізації зі смартфоном для повної функціональності.

Медичні пульсоксиметри

Іншою категорією є медичні пульсоксиметри, що використовуються в лікарнях, клініках та домашніх умовах для оперативного контролю насичення крові киснем і частоти серцевих скорочень. Вони, як правило, мають сертифіковану точність, простий дисплей та не потребують підключення до інтернету. Серед них можна виділити моделі таких виробників, як Nonin, Beurer, Contec, Yuwell тощо.



Рис. 1 Медичний пульсоксиметр Nonin 7500

Їх головні особливості:

- висока точність (клінічно підтверджена);
- простота використання;
- автономність.

Проте вони не мають функцій гнучкого розширення, не інтегруються з іншими системами, не дозволяють адаптувати схеми вимірювання під нестандартні умови або задачі.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
ЗМН.	Арк.	№ докum.	Підпис	Дат		14

МЕТОДИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ АПАРАТНОЇ ОСНОВИ СИСТЕМИ

У процесі проєктування пристрою було розглянуто низку сучасних мікроконтролерних платформ, що використовуються у практиці прототипування: Arduino Nano, ESP32, Raspberry Pi Pico. Кожна з них має певні функціональні особливості та потенціал, однак остаточний вибір потребував врахування цілого спектра критеріїв: технічні характеристики, енергоспоживання, доступність бібліотек, стабільність роботи з конкретними модулями, а також загальна складність реалізації.

Arduino Nano, яка побудована на мікроконтролері ATmega328P, була обрана як базова апаратна платформа для реалізації проєкту. Попри те, що дана плата не є найпотужнішою з технічної точки зору, вона забезпечує достатній функціонал для реалізації поставлених завдань, включаючи зчитування даних із сенсора пульсу, обробку отриманих сигналів та виведення результатів на OLED-дисплей. Її компактні габарити, енергоефективність, простота монтажу та широка підтримка програмного середовища Arduino IDE дозволяють суттєво спростити як апаратну, так і програмну реалізацію.

З іншого боку, було проаналізовано можливість використання ESP32 — високопродуктивного мікроконтролера з розширеним набором функцій (двоядерний процесор, Wi-Fi, Bluetooth, більша кількість GPIO-портів). Однак у контексті цього проєкту не передбачалося використання бездротових інтерфейсів, а висока тактова частота та більші ресурси пам'яті не давали переваг при роботі з простими сенсорами. Також слід відзначити дещо складніший процес налаштування ESP32, необхідність ретельного контролю рівнів напруги (3.3V) та нижчу сумісність з деякими модулями живлення, що може негативно позначитися на стабільності пристрою в польових умовах.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		15



Рис. 2 ESP32

Raspberry Pi Pico, незважаючи на свою перспективність та сучасну архітектуру з ARM-процесором RP2040, також виявився не найкращим вибором у цьому випадку. Відносна новизна платформи та менш зріле програмне забезпечення, а також обмежена кількість готових бібліотек для підключення медичних сенсорів, зокрема MAX30102, знижують доцільність її використання у проєкті, де важлива стабільність та передбачуваність результатів.

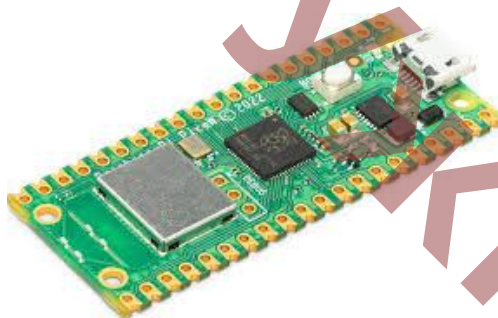


Рис. 3 Raspberry Pi Pico

Таким чином, Arduino Nano було обрано свідомо, як оптимальне рішення для реалізації функцій збору, обробки та відображення біомедичних сигналів, з урахуванням наявної елементної бази, простоти інтеграції та перевіреної надійності. Підтримка з боку великої розробницької спільноти, велика кількість відкритих бібліотек та прикладів застосування також дозволили суттєво скоротити час розробки, що є додатковою перевагою у навчальному та дослідницькому контексті.

					<i>КБР.ЕС.9539982.ПЗ</i>	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

Найпоширенішим рішенням для вимірювання пульсу на основі Arduino є використання сенсорів MAX30100 / MAX30102 / MAX30105, що працюють на принципі фотоплетизмографії — вимірювання інтенсивності світла, що проходить через або відбивається від шкіри, для оцінки змін кровотоку.

Порівняльна таблиця популярних сенсорів

Модель сенсора	Вим. пульсу	Вим. SpO2	Темп. компенсація	Споживання струму	Інтерфейс	Примітка
MAX 30100	Є	Є	Немає	~4-5 мА	I2C	Застарілий, не рекомендований
MAX 30102	Є	Є	Є	~5-10 мА	I2C	Оптимальний варіант
MAX 30105	Є	Немає	Є	~10 мА	I2C	Додаткові оптичні функції

Таблиця 1 Порівняння сенсорів

У рамках даної бакалаврської роботи було обрано саме MAX30102 завдяки його стабільності, точності, невеликому енергоспоживанню та широкій підтримці у спільноті Arduino.

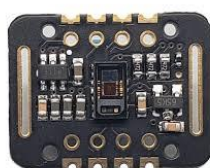


Рис. 4 Сенсор MAX30102

Порівнюючи всі згадані категорії пристроїв, можна зробити висновок, що:

- комерційні смарт-пристрої є зручними у використанні, але не відкритими до модифікацій;
- медичні пульсоксиметри точні, але функціонально обмежені;
- Arduino-системи є найбільш адаптивними, дешевими та зручними для навчання, експериментів та проєктного моделювання.

Таким чином, реалізація інтелектуального пристрою моніторингу життєдіяльності людини на базі Arduino з використанням сенсора MAX30102 та OLED-дисплея дозволяє поєднати переваги відкритої архітектури, достатньої точності та гнучкості в реалізації функціоналу.

ПРОСТІ ФУНКЦІЇ

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

ОГЛЯД І АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ТА СХЕМОТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ ПОСТАВЛЕНОГО ЗАВДАННЯ

Для створення ефективного та точного пристрою моніторингу якості життєдіяльності людини необхідно розуміти, які саме методи використовуються у сфері вимірювання біометричних параметрів, а також які підходи до побудови апаратної частини (схемотехнічні рішення) застосовуються у різних реалізаціях. Поставлене завдання охоплює вимірювання таких параметрів, як частота серцевих скорочень (пульс), насичення крові киснем (SpO_2) та інші, тому в даному розділі здійснено аналіз наявних підходів до реалізації таких функцій.

Метод фотоплетизмографії (PPG)

Одним з основних і найбільш поширених методів для безконтактного вимірювання пульсу та SpO_2 є фотоплетизмографія (PPG — photoplethysmography). Суть методу полягає у вимірюванні змін інтенсивності світлового сигналу, що проходить через (або відбивається від) біологічних тканин, з подальшим аналізом отриманих змін для визначення параметрів серцевого ритму.

Використовуються два типи джерел світла: червоний (RED) та інфрачервоний (IR), а також фотодіод, який реєструє зміну інтенсивності відбитого або переданого світла. Під час проходження імпульсу серця об'єм крові в капілярах змінюється, і це впливає на коефіцієнт поглинання світла.

Цей метод є неінвазивним, простим у реалізації, та широко використовується як у побутових пристроях, так і в клінічній практиці.

Інші методи контролю пульсу та стану організму

Окрім PPG, існують інші підходи:

Електрокардіографія (ЕКГ / ECG) — забезпечує найточніше вимірювання серцевої активності, базується на електричному сигналі міокарда. Вимагає контакту з тілом через електроди та спеціалізовану обробку сигналу. Недоліком є громіздкість та складність реалізації в портативних пристроях.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		19

Імпедансна плетизмографія — оцінює зміни електричного опору тканин, коли через них проходить струм.

Має певні перспективи, але складна для побутових реалізацій.

Методи на основі радарів або ультразвуку — використовуються переважно в стаціонарних умовах або як елемент IoT-систем. Надто дорогі для простих пристроїв.

Таким чином, PPG залишається оптимальним методом для простого, компактного і доступного пристрою.

Схемо-технічні рішення для реалізації PPG на мікроконтролерах

Найбільш поширеним підходом до реалізації PPG у недорогих портативних пристроях є використання інтегральних мікросхем-сенсорів, таких як:

- MAX30100
- MAX30102
- MAX30105
- MAX86141 / MAX86150 (професійні рішення з підтримкою ECG)



Рис. 5 Сенсор MAX86141

Ці сенсори мають вбудовані світлодіоди, фотодіод, оптоелектронний тракт, АЦП та інтерфейс I²C. Таким чином, вони суттєво спрощують схемотехніку і дозволяють напряму підключати сенсор до мікроконтролера (наприклад, Arduino UNO, Nano, ESP32).

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		20



Рис. 6 Arduino NANO

Аналіз типових архітектур систем моніторингу

1) Базова архітектура на Arduino + MAX30102 + OLED

- Простота реалізації
- Підходить для прототипування
- Недостатній захист від шумів
- 2) Розширена архітектура з ESP32 + MAX30102 + WiFi / Bluetooth передача
- Вища обчислювальна потужність
- Можливість передачі на смартфон чи в хмару

3) Системи з живленням від акумулятора:

- Додаються перетворювачі живлення (DC-DC)
- Використовується енергозбереження (режим сну)
- Важливе питання оптимізації споживання струму
- 4) Типові програмні рішення
- Сенсори MAX3010x підтримуються відкритими бібліотеками, зокрема:
- SparkFun MAX3010x library
- MAX3010x by oxullo
- PulseSensor Playground (для аналогових датчиків)

Алгоритми аналізу включають:

- Фільтрацію сигналу (плаваюче середнє, адаптивна порогова обробка)
- Аналіз піків (детекція серцевих ударів)
- Обчислення середнього ВРМ (beat per minute)

У деяких рішеннях застосовуються прості нейромережі або ML-моделі для оцінки стану (наприклад, стрес-рівня).

Перспективи інтеграції з мобільними платформами, хмарними сервісами та бездротовими інтерфейсами

У сучасних умовах розвитку біомедичних технологій та глобалізації інформаційних систем важливим трендом є не лише локальне зчитування та відображення даних, а й інтеграція пристроїв моніторингу життєдіяльності людини з цифровими платформами, що забезпечують дистанційний доступ, аналітику в реальному часі та збереження даних.

Зокрема, існує обґрунтована необхідність у розширенні функціональності подібних пристроїв шляхом включення механізмів бездротової передачі даних. Для цього можуть бути використані Wi-Fi, Bluetooth, LoRa та інші інтерфейси, які широко підтримуються сучасними мікроконтролерними платформами. Наприклад, модулі на базі ESP32 об'єднують у собі обчислювальну потужність, підтримку двох ядер, а також вбудовані засоби зв'язку (Wi-Fi і Bluetooth), що дає змогу значно розширити сферу застосування пристрою.

Інтеграція з мобільними додатками (наприклад, через платформи Blynk, Arduino IoT Cloud або власні застосунки на Android/iOS) відкриває нові можливості не лише для візуалізації результатів вимірювань у зручному вигляді, а й для:

- Довготривалого збереження статистики (хмара/сервер/база даних),
- Отримання повідомлень про відхилення від норми (сповіщення на смартфон),
- Аналітики в динаміці (відстеження змін пульсу, оцінка ефективності фізичних вправ, контроль після стресових ситуацій).

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
ЗМН.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		22

Незважаючи на те, що в межах даної бакалаврської роботи не реалізовано повноцінний модуль бездротового зв'язку, обрана архітектура системи є відкритою для такого розширення. Використання Arduino Nano не виключає можливість переходу на сумісні плати з бездротовими модулями (наприклад, ESP32 або STM32 з Bluetooth), без значних змін у схемотехніці або програмній частині.

Таким чином, проєкт не лише виконує базові функції, але й має потенціал масштабування відповідно до вимог сучасного цифрового середовища. Такий підхід дозволяє розглядати пристрій як модульну платформу, що може еволюціонувати в повноцінну IoT-систему моніторингу біометричних показників з широким спектром застосувань.

Проаналізувавши існуючі методи та схемотехнічні рішення, можна стверджувати, що метод фотоплетизмографії (PPG), реалізований на базі сенсора MAX30102 та мікроконтролера Arduino або ESP, є найдоцільнішим у рамках даного проєкту. Така архітектура дозволяє досягти прийняттого балансу між точністю, енергоспоживанням, вартістю та можливістю масштабування.

До того ж, така система дає змогу проводити подальші експерименти, розширювати функціонал (наприклад, додавання передачі даних на смартфон, збереження статистики, підключення нових сенсорів) та адаптувати її до індивідуальних потреб користувача.

					<i>КБР.ЕС.9539982.ПЗ</i>	Арк.
						23
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дат</i>		

СИНТЕЗ ТА АНАЛІЗ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

Процес розробки будь-якого електронного пристрою передбачає поетапне проектування як на рівні функціональних блоків (структурна схема), так і на рівні безпосереднього електричного з'єднання компонентів (електрична принципова схема). Саме цей етап є ключовим у переході від теоретичної моделі до фізичної реалізації пристрою.

Структурна схема дозволяє у загальному вигляді представити логічні зв'язки між основними функціональними вузлами пристрою. У нашому випадку, для побудови інтелектуального пристрою моніторингу якості життєдіяльності людини, до складу структурної схеми входять такі основні блоки:

Блок живлення – забезпечує стабільне електроживлення 5 В для всієї системи. У даній реалізації використовується батарея типу "Крона" (9 В), що підключається до входу VIN плати Arduino. Такий варіант обрано через його простоту та доступність, хоча час роботи обмежений через малу ємність батареї;

Мікроконтролер – ядро системи, виконує збір даних із сенсорів, обробку сигналів, обчислення частоти пульсу, а також виведення даних на дисплей. Використано Arduino NANO як стабільну та зручну для макетування платформу; Сенсор вимірювання пульсу – MAX30102, що інтегрує джерела світла, фотодетектор та внутрішній АЦП;

Блок обробки даних – реалізований програмно на Arduino, забезпечує алгоритмічну фільтрацію сигналу, виявлення піків пульсу та усереднення результатів;

Дисплей – модуль відображення даних, який забезпечує компактне та чітке виведення показників частоти пульсу.

У структурі пристрою не передбачено кнопок керування чи додаткових елементів введення, що робить взаємодію максимально простою та надійною – вимірювання починається автоматично після встановлення пальця на сенсор.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		24

СИНТЕЗ ТА АНАЛІЗ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

На основі структурної моделі побудована електрична принципова схема.

Основні з'єднання виглядають так:

Як базову платформу для управління пристроєм було обрано Arduino Nano — компактну, доступну та функціональну модель мікроконтролерної плати. Arduino Nano побудована на базі мікроконтролера ATmega328P, який має достатні обчислювальні можливості для обробки сигналів, збору даних із сенсора, виконання алгоритмів фільтрації та виводу інформації на дисплей.

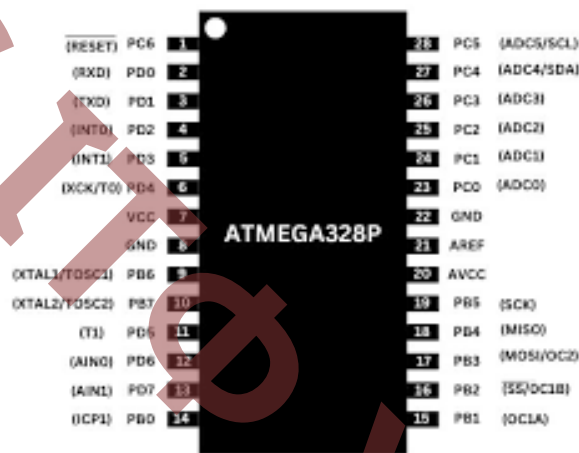


Рис. 7 Atmega328p

Мікросхема ATmega328P характеризується такими параметрами:

- 8-бітна архітектура AVR;
- тактова частота: 16 МГц;
- обсяг флеш-пам'яті: 32 КБ, з яких доступно 30 КБ для користувацького коду;
- 2 КБ оперативної пам'яті (SRAM) та 1 КБ EEPROM;
- підтримка інтерфейсів UART, SPI, I²C, PWM;
- низьке енергоспоживання, що важливо при автономному живленні.

Причини вибору Arduino Nano:

- Компактність

Arduino Nano має розміри лише 18×45 мм, що дозволяє легко інтегрувати її у невеликі корпуси або переносні конструкції.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

- **Достатня функціональність**
Незважаючи на малі габарити, Nano підтримує всі необхідні інтерфейси для підключення датчика (I²C), дисплея та інших модулів.
- **Сумісність із бібліотеками**
Arduino Nano підтримується всіма основними бібліотеками для роботи з MAX30102, OLED-дисплеями SSD1306 та іншими популярними модулями, що значно спрощує розробку програмного забезпечення.
- **Низьке енергоспоживання**
У порівнянні з повнорозмірною Arduino UNO, Nano має менше споживання струму, що є критичним у випадку автономного живлення від батареї.
- **Доступність та ціна**
Arduino Nano є недорогою платформою, що робить її ідеальним вибором для навчальних, дослідницьких та демонстраційних проєктів.

Таким чином, Arduino Nano забезпечує оптимальний баланс між розміром, вартістю, споживанням енергії та функціональністю, що робить її ідеальною основою для створення інтелектуального пристрою моніторингу життєвих показників людини.

Сенсор пульсу – MAX30102

В основі вимірювального блоку пристрою лежить сенсор MAX30102 інтегральна мікросхема, що поєднує інфрачервоні та червоні світлодіоди, фотодетектор та аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). Принцип роботи базується на фотоплетизмографії (PPG), де аналізується зміна інтенсивності відбитого світла, зумовлена пульсацією крові в судинах.

Переваги MAX30102:

- висока чутливість;
- мале енергоспоживання (~5 мА у активному режимі);
- підтримка інтерфейсу I²C;
- компактність та простота інтеграції з Arduino;
- наявність вбудованої температурної компенсації.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

Цей сенсор часто використовується у фітнес-пристроях, пульсоксиметрах та дослідницьких системах і забезпечує надійне вимірювання навіть у побутових умовах.

OLED-дисплей SSD1306 (128×32)

Для візуалізації даних, зчитаних із сенсора пульсу, у даному проєкті було прийнято рішення використовувати OLED-дисплей з інтерфейсом I²C і роздільною здатністю 128×32 пікселі. Такий вибір є результатом аналізу доступних варіантів індикаторних пристроїв та врахування низки технічних і ергономічних факторів, зокрема габаритів, енергоспоживання, сумісності з мікроконтролером, зручності читання даних і простоти реалізації.

Серед доступних альтернатив були розглянуті:

Символьні LCD-дисплеї (16×2, 20×4) — хоча вони мають широку підтримку та забезпечують задовільну контрастність, їх розміри є більшими, енергоспоживання — вищим, а виведення графічних елементів (логотипів, анімацій серцебиття) — обмеженим або неможливим. Крім того, LCD-дисплеї вимагають більшої кількості з'єднань (інтерфейс 4/8-біт), що ускладнює підключення в умовах обмеженої кількості виводів Arduino Nano.



Рис. 8 LCD дисплей

TFT-дисплеї — забезпечують кольорове зображення та високу роздільну здатність, проте їх енергоспоживання значно вище, а вимоги до обчислювальних ресурсів мікроконтролера можуть перевищувати можливості обраної платформи. Крім того, ці дисплеї коштують дорожче та потребують додаткових бібліотек, які займають великий обсяг пам'яті.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		



Рис. 9 TFT дисплей

OLED-дисплеї 128×32 та 128×64 — компактні, з високою контрастністю та можливістю відображення як тексту, так і графіки. Завдяки використанню технології органічних світлодіодів, зображення на OLED-дисплеї залишається чітким навіть при низькому освітленні, а відсутність підсвітки знижує загальне енергоспоживання. Зокрема, обраний монохромний OLED 128×32 оптимально балансує між розміром, кількістю виводимої інформації, споживанням енергії (менше 20 мА) та простотою підключення через I²C (всього 2 лінії).



Рис. 10 OLED дисплей

На додаток, для OLED-дисплеїв доступна широка підтримка бібліотек (зокрема, `Adafruit_SSD1306.h` та `Adafruit_GFX.h`), які дозволяють швидко реалізувати текстові та графічні елементи інтерфейсу користувача.

У результаті, обраний OLED-дисплей 128×32 надає достатню функціональність, зручність у роботі та високий рівень енергетичної ефективності, що особливо важливо при живленні пристрою від батарейного джерела (типу «Крона»). Компактні розміри модуля дозволили зручно розмістити його на макетній платі поруч з іншими елементами схеми.

					<i>КБР.ЕС.9539982.ПЗ</i>	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

Батарейя "Крона" (9 В) – Як джерело живлення у пристрої використовується батарейя типу "Крона" (9 В). Такий вибір зумовлений її доступністю, простотою підключення та компактністю. Батарейя підключається до входу VIN плати Arduino, де внутрішній стабілізатор напруги понижує 9 В до робочих 5 В. Це дозволяє жити не лише мікроконтролер, а й усі підключені периферійні пристрої.

Недоліком крони є обмежена ємність (близько 400–600 мА·год) та недостатній струм для тривалого живлення навантаження понад 70 мА, тому такий варіант підходить переважно для демонстраційної, короткочасної або дослідницької роботи. При необхідності автономної роботи упродовж тривалого часу рекомендується використовувати альтернативні джерела живлення (наприклад, PowerBank або 18650 + перетворювач).

Додаткових елементів керування (кнопок, перемикачів) у схемі не передбачено, що зменшує кількість потенційних точок відмови.

Для підвищення стабільності системи можливе додавання фільтруючих конденсаторів на лінії живлення сенсора та дисплея, однак у рамках макетної реалізації це не є критично необхідним.

Для фізичної реалізації пристрою було обрано універсальну макетну плату (PCB prototyping board), на якій усі компоненти були надійно спаяні між собою. Такий підхід дозволяє створити стабільне та компактне з'єднання елементів, на відміну від тимчасових рішень на breadboard (безпайковій платі). Вибір макетної плати зумовлений необхідністю забезпечити довготривалу роботу пристрою, зменшити ризик втрати контактів під час транспортування або використання, а також надати конструкції завершеного вигляду.

Пайка проводилась вручну із дотриманням техніки безпеки, а елементи були розміщені таким чином, щоб мінімізувати довжину провідників та уникнути перехресних з'єднань. Це сприяє зменшенню електромагнітних завад, покращує стабільність роботи I²C-шини та загальну надійність пристрою.

					<i>КБР.ЕС.9539982.ПЗ</i>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		29

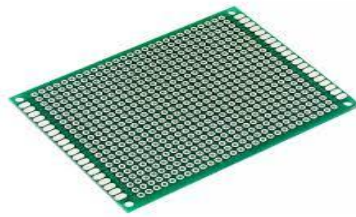


Рис. 11 Макетна плата

Енергозбереження та заходи електробезпеки

Оскільки пристрій належить до категорії носимих біомедичних систем, у процесі його розробки було приділено особливу увагу питанням енергоспоживання, безпеки експлуатації та захисту від потенційних перевантажень у ланцюгах живлення.

Енергозбереження

Основним джерелом живлення обрано батарею типу «Крона» з напругою 9 В, що забезпечує автономність і мобільність пристрою. Для зниження загального енергоспоживання були використані такі підходи:

Використання OLED-дисплея з технологією органічних світлодіодів, який не потребує підсвітки та споживає мінімальну кількість струму в активному режимі (~10–20 мА) і практично нульову — у неактивному.

Arduino Nano має порівняно низьке споживання (приблизно 20–30 мА), особливо при відсутності активного USB-з'єднання. В перспективі можливе впровадження режимів сну (sleep mode) для ще більшого зниження енергоспоживання у неактивні моменти роботи.

Сенсор MAX30102 також характеризується низьким енергоспоживанням (в середньому 5–10 мА), з можливістю зниження частоти вибірки або повного вимкнення через програму для збереження заряду батареї.

Таким чином, загальне середнє споживання пристрою не перевищує 60–80 мА, що забезпечує до кількох годин безперервної роботи при живленні від стандартної батареї.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		30

Електробезпека та захист

У зв'язку з тим, що пристрій безпосередньо контактує з тілом людини (через оптичний сенсор МАХ30102), у розробці враховано базові принципи електробезпеки, характерні для малопотужних медичних систем:

- Усі компоненти живляться низьковольтним джерелом, що виключає ризик ураження струмом навіть у разі несправності. Напруга на всіх контактах сенсора не перевищує 5 В.
- Усі контакти, які потенційно можуть бути оголеними або перебувати під напругою, розміщено на макетній платі у спосіб, що унеможлиблює випадковий дотик користувача до них.
- У роботі не використовується підключення до електромережі — лише ізольоване живлення від батареї, що мінімізує потенційні небезпеки.

Усі використані компоненти відповідають вимогам безпечної експлуатації у пристроях низької напруги. Принцип дії сенсора МАХ30102 базується на неінвазивному оптичному методі, який не передбачає проникнення крізь шкіру та не створює загроз для здоров'я при тривалому контакті.

Відповідність стандартам електробезпеки

Під час розробки пристрою було враховано базові вимоги щодо електробезпеки, прийняті для електронних виробів, які можуть контактувати з тілом людини. Зокрема, пристрій відповідає принципам безпечної експлуатації відповідно до положень таких нормативних документів:

- ДСТУ ІЕС 60601-1:2015 — «Медичні електричні системи. Загальні вимоги до безпеки та основних робочих характеристик», у частині обмеження електричних параметрів, рівня напруги, струму витoku та конструктивної ізоляції;
- ДСТУ EN 62368-1:2021 — «Обладнання інформаційних технологій та аудіо-відеотехніки. Вимоги безпеки»;

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		31

- ДСТУ ІЕС 61010-1:2014 — «Вимоги безпеки до електронного вимірювального та лабораторного обладнання».

Розроблений пристрій працює від ізольованого джерела живлення з напругою, що не перевищує 9 В, і не має гальванічного з'єднання з мережею змінного струму, що є однією з базових вимог згаданих стандартів. Всі сигнальні та живильні лінії ізольовані від потенційно небезпечних джерел, а контакт з тілом людини відбувається виключно через оптичний датчик, який не передає жодного електричного сигналу або імпульсу на шкіру.

Крім того, у структурі пристрою використано компоненти з напругою живлення не вище 5 В, що входить до категорії малої напруги безпеки (SELV) згідно з міжнародними класифікаціями. Це суттєво знижує ймовірність ураження струмом навіть у разі порушення цілісності ізоляції або несправності окремих вузлів.

Таким чином, пристрій повністю відповідає вимогам побутової та медичної електробезпеки для класу пристроїв з неінвазивною дією при автономному живленні.

Аналіз схемотехнічного рішення

Обране схемотехнічне рішення демонструє просту, функціональну та ефективну структуру:

- Невелика кількість з'єднань завдяки використанню I²C-шини для обох модулів;
- Використання модуля MAX30102 дозволяє реалізувати надійне вимірювання пульсу без потреби в зовнішніх підсилювачах чи аналого-цифрових перетворювачах;
- OLED-дисплей SSD1306 забезпечує якісне відображення даних при мінімальному енергоспоживанні;
- Arduino UNO як базовий контролер є універсальним, простим для розробки та підтримує велику кількість бібліотек.
- Єдиним обмеженням є використання батареї типу "Крона", яка має обмежену ємність і не здатна забезпечити довготривалу роботу пристрою. Втім, для демонстраційної або навчальної мети цей варіант є цілком прийнятним.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		32

ОПИС СХЕМИ ПІДКЛЮЧЕННЯ ТА ОСНОВНІ ОБЧИСЛЕННЯ

Реалізація інтелектуального пристрою моніторингу якості життєдіяльності людини вимагає чітко спроектованого підключення всіх елементів, що входять до складу системи. В основі побудови лежить використання інтерфейсу I²C, єдиного джерела живлення та синхронізованої логіки обробки даних.

Загальна електрична структура підключення

Система включає наступні компоненти:

- Arduino Nano (на базі ATmega328P)
- MAX30102 – сенсор пульсу
- OLED-дисплей 128×32 SSD1306
- Батарея типу "Крона" 9 В
- Макетна плата для монтажу

Елемент	Пін Arduino NANO	Призначення
Max30102 VIN	5V	Живлення
Max30102 SCL	A5	Тактовий сигнал
Max30102 SDA	A4	Передача даних
SSD1306 VDD	5V	Живлення
SSD1306 SCK	A5	Тактовий сигнал
SSD1306 SDA	A4	Передача даних
Елемент живлення	VIN	Живлення
GND всіх елементів	GND	Загальна земля

Таблиця 2. Підключення елементів

Живлення подається від батареї типу "Крона" (9 В) через пін VIN Arduino.

Мікроконтролер через вбудований лінійний стабілізатор подає 5 В на OLED-дисплей, а також на сенсор MAX30102.

АЛГОРИТМ ЗБОРУ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ

Прилад здійснює періодичне зчитування інфрачервоного сигналу від МАХ30102. Далі відбувається детекція пульсацій і обрахунок проміжків між ударами серця.

Частота серцевих скорочень (BPM) обчислюється за формулою:

$$BPM = \frac{60 \times 1000}{\Delta t}$$

Де:

Δt – час у мілісекундах між двома послідовними піками сигналу.

Для фільтрації випадкових коливань застосовується ковзне середнє

$$BPM_{avg} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n BPM_i$$

Де:

n – кількість останніх валідних значень BPM, BPM_i – кожне з цих значень

Розрахунок споживаної потужності

Загальне енергоспоживання системи можна оцінити за формулою:

$$P_{zar} \approx 9 \times (25+10+10) \text{mA} = 0.405 \text{ Вт}$$

Час автономної роботи з батареєю «Крона» (ємність ~500 мА*год):

$$T_{роботи} = \frac{500}{45} \approx 11 \text{ годин}$$

Всі компоненти пристрою з'єднані між собою у простий, логічний і надійний спосіб, із мінімальною кількістю сигнальних ліній завдяки використанню інтерфейсу I²C. Живлення реалізовано від стандартної батареї типу "Крона", а схема змонтована на макетній платі пайкою, що забезпечує механічну стабільність. Всі обчислення пульсу та відображення здійснюються в режимі реального часу з використанням простих, але ефективних математичних алгоритмів.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ: ОПИС, ТЕСТУВАННЯ ТА ЗАХИСТ ВІД ВІДМОВ

Програмна частина розробленого пристрою є ключовим елементом, що забезпечує зчитування, обробку та виведення біометричних даних у режимі реального часу. Вона була реалізована на мові C++ у середовищі Arduino IDE з використанням відкритих бібліотек:

- MAX30102.h – бібліотека для роботи з оптичним сенсором MAX30102, яка забезпечує зчитування даних з інфрачервоного та червоного світлодіодів, а також обробку сигналу з фотодіода;
- pulse.h – бібліотека, що реалізує алгоритм виявлення серцевих скорочень на основі аналізу піків вхідного сигналу. Дозволяє точно визначати момент серцевого удару;
- ssd1306.h – бібліотека для управління OLED-дисплеєм на базі контролера SSD1306. Забезпечує виведення текстової та графічної інформації через інтерфейс I²C.

Використання цих бібліотек дозволило суттєво скоротити час розробки, мінімізувати ризик помилок при роботі з апаратними модулями та зосередитись на реалізації алгоритмів аналізу даних і логіки взаємодії з користувачем.

Повнота та структура коду

Програма охоплює повний цикл взаємодії з користувачем:

- ініціалізація всіх апаратних компонентів;
- регулярне зчитування значень інфрачервоного сигналу;
- визначення моменту серцевого скорочення (алгоритм checkForBeat());
- розрахунок миттєвого та усередненого значення ЧСС (масив значень, ковзне середнє);
- адаптивне виведення даних на дисплей залежно від наявності пульсу;
- графічна візуалізація ритму за допомогою піксельної анімації.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

Таким чином, код є функціонально завершеним і виконує усі поставлені задачі в рамках проекту.

Тестування програмного забезпечення

Для перевірки коректності роботи програми було проведено кілька етапів тестування:

- Модульне тестування: перевірено роботу окремих функцій (вивід на дисплей, зчитування IR-каналу, виклик `checkForBeat()`).
- Інтеграційне тестування: взаємодія сенсора, дисплея й логіки в циклі `loop()`.
- Тестування в реальних умовах: пусконаладжувальні сесії з учасниками експерименту, порівняння з еталонними пристроями.
- Стрес-тест: проведено тривале (15+ хв) безперервне вимірювання у фізично рухливому режимі, що дозволило оцінити стабільність ПЗ під навантаженням.

Обробка помилок та захист від відмов

Хоча у базовому варіанті Arduino не має вбудованої системи обробки винятків, в коді були передбачені захисні механізми на рівні логіки:

- перевірка на наявність інфрачервоного сигналу (значення $IR > 7000$), щоб уникнути фальшивих обчислень при відсутності пальця;
- ініціалізація змінних нулями при запуску для уникнення некоректних значень;
- захист від ділення на нуль при обчисленні інтервалів між ударами;
- перевірка діапазону допустимих значень ВРМ (від 20 до 255), щоб відкинути шумові піки;
- обнулення середнього значення у разі відсутності сигналу.

Крім того, у випадку критичної помилки (наприклад, якщо сенсор не ініціалізується), система виводить відповідне повідомлення на дисплей або переходить у безпечний режим очікування.

Нижче наведено повний код з коментарями до кожного блоку.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		36

```

#include <Adafruit_GFX.h> // Бібліотека для графіки OLED-дисплея

#include <Adafruit_SSD1306.h> // Бібліотека для OLED-дисплея на контролері SSD1306

#include <Wire.h> // Бібліотека для I2C-зв'язку

#include "MAX30105.h" //MAX3010x library

#include "heartRate.h" //Heart rate calculating algorithm

MAX30105 particleSensor; // Об'єкт для керування сенсором пульсу

const byte RATE_SIZE = 4; //розмір буфера для усереднення пульсу.

byte rates[RATE_SIZE]; //масив останніх значень bpm

byte rateSpot = 0; //поточна позиція в масиві

long lastBeat = 0; //час останнього серцебиття

float beatsPerMinute; //обчислене значення bpm

int beatAvg; // усереднення значення bpm

#define SCREEN_WIDTH 128 // Ширина OLED-дисплея в пікселях

#define SCREEN_HEIGHT 32 // Висота OLED-дисплея в пікселях

#define OLED_RESET -1 // // Пін скидання

Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET); //Створення
об'єкта дисплея

// Графічне зображення серця для анімації (звичайний стан)

static const unsigned char PROGMEM logo2_bmp[] = {
  0x03, 0xC0, 0xF0, 0x07, 0xF1, 0xF8, 0x0F, 0xFB, 0xFC, 0x1F, 0xFF, 0xFE, 0x3F, 0xFF, 0xFF, 0x7F,
  0xFF, 0xFF,
  0x7F, 0xFF, 0xFF, 0x7F, 0xFF, 0xFF, 0x3F, 0xFF, 0xFE, 0x1F, 0xFF, 0xFC, 0x0F, 0xFF, 0xF8, 0x07,
  0xFF, 0xF0,
  0x03, 0xFF, 0xE0, 0x01, 0xFF, 0xC0, 0x00, 0xFF, 0x80, 0x00, 0x7F, 0x00, 0x00, 0x3E, 0x00, 0x00,
  0x1C, 0x00,
  0x00, 0x08, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00};

// Графічне зображення серця для анімації (удар серця)

static const unsigned char PROGMEM logo3_bmp[] = {
  0x00, 0x3C, 0x3C, 0x00, 0x00, 0x7E, 0x7E, 0x00, 0x00, 0xFF, 0xFF, 0x00, 0x01, 0xFF, 0xFF, 0x80,
  0x03, 0xFF, 0xFF, 0xC0, 0x07, 0xFF, 0xFF, 0xE0, 0x07, 0xFF, 0xFF, 0xE0, 0x0F, 0xFF, 0xFF, 0xF0,
  0x0F, 0xFF, 0xFF, 0xF0, 0x1F, 0xFF, 0xFF, 0xF8, 0x1F, 0xFF, 0xFF, 0xF8, 0x1F, 0xFF, 0xFF, 0xF8,
  0x3F, 0xFF, 0xFF, 0xFC, 0x3F, 0xFF, 0xFF, 0xFC, 0x3F, 0xFF, 0xFF, 0xFC, 0x1F, 0xFF, 0xFF, 0xF8,
  0x1F, 0xFF, 0xFF, 0xF8, 0x0F, 0xFF, 0xFF, 0xF0, 0x07, 0xFF, 0xFF, 0xE0, 0x03, 0xFF, 0xFF, 0xC0,
  0x01, 0xFF, 0xFF, 0x80, 0x00, 0xFF, 0xFF, 0x00, 0x00, 0x7F, 0xFE, 0x00, 0x00, 0x3F, 0xFC, 0x00,
  0x00, 0x1F, 0xF8, 0x00, 0x00, 0x0F, 0xF0, 0x00, 0x00, 0x07, 0xE0, 0x00, 0x00, 0x03, 0xC0, 0x00,

```

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

КБР.ЕС.9539982.ПЗ

Арк.

37

```

0x00, 0x01, 0x80, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00};

void setup() {
    // Ініціалізація дисплея
    display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C); // Показати заставку
    display.display();
    delay(3000); // Затримка на 3 секунди
    // Ініціалізація сенсора пульсу
    particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST); // Старт із швидкістю I2C 400 кГц
    particleSensor.setup(); // Встановлення стандартних параметрів
    particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A); // Низька яскравість червоного світлодіода}
void loop() {
    long irValue = particleSensor.getIR();// Отримання значення інфрачервоного сигналу
    if (irValue > 7000) { // Перевірка, чи є палець на сенсорі
        display.clearDisplay();
        display.drawBitmap(5, 5, logo2_bmp, 24, 21, WHITE); // Малюємо серце
        display.setTextSize(2);
        display.setTextColor(WHITE);
        display.setCursor(50, 0);
        display.println("BPM");
        display.setCursor(50, 18);
        if (beatAvg > 0) { // Відображення усередненого значення пульсу або повідомлення про обчислення
            display.setTextSize(2);
            display.println(beatAvg);
        } else {
            display.setTextSize(1);
            display.setCursor(50, 20);
            display.println("Calculating..."); }
        display.display();
    // Якщо виявлено серцевий удар
    if (checkForBeat(irValue) == true) {
        display.clearDisplay();
        display.drawBitmap(0, 0, logo3_bmp, 32, 32, WHITE); // Малюємо анімацію серцебиття
        display.setTextSize(2);

```

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

КБР.ЕС.9539982.ПЗ

Арк.

38

```

display.setTextColor(WHITE);
display.setCursor(50, 0);
display.println("BPM");
display.setCursor(50,18);
if (beatAvg > 0) { // Відображення пульсу при ударі серця
    display.setTextSize(2);
    display.println(beatAvg);
} else {
    display.setTextSize(1);
    display.setCursor(50, 20);
    display.println("Calculating..."); }
display.display();
// Обчислення BPM на основі часу між ударами серця
long delta = millis() - lastBeat;
lastBeat = millis();
beatsPerMinute = 60 / (delta / 1000.0); // Формула обчислення BPM
if (beatsPerMinute < 255 && beatsPerMinute > 20) {
    rates[rateSpot++] = (byte)beatsPerMinute; // Збереження BPM у буфер
    rateSpot %= RATE_SIZE; // Кільцева заміна
    beatAvg = 0;
    for (byte x = 0; x < RATE_SIZE; x++) // Усереднення BPM
        beatAvg += rates[x];
    beatAvg /= RATE_SIZE; } }
else {
    // Якщо палець не розпізнано – просимо покласти палець на сенсор
    beatAvg = 0;
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(WHITE);
    display.setCursor(30, 5);
    display.println("Please Place ");
    display.setCursor(30, 15);
    display.println("your finger ");
    display.display(); } }

```

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

КБР.ЕС.9539982.ПЗ

Арк.

39

МЕТОДИКА ЕКСПЕРИМЕНТУ

Для оцінки точності та практичної ефективності розробленого інтелектуального пристрою моніторингу якості життєдіяльності людини було проведено комплексне експериментальне тестування. Основна мета експерименту — визначити, наскільки точно та стабільно пристрій вимірює частоту серцевих скорочень (ЧСС) у різних умовах.

Опис створеного прототипу

У тестуванні використовувався повністю працездатний прототип, виготовлений на основі Arduino Nano, сенсора MAX30102 та OLED-дисплея 128×32 пікселі. Всі компоненти були розміщені на макетній платі, живлення здійснювалося від 9-вольтової батареї типу «Крона». Програмне забезпечення реалізовано з використанням бібліотек MAX30105.h, heartRate.h, Adafruit_SSD1306.h, з відповідною обробкою сигналу та виведенням результатів на дисплей.

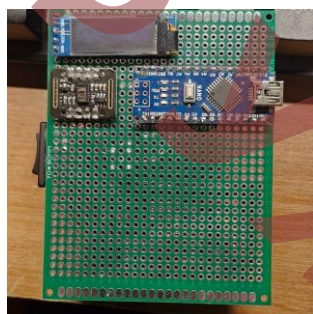


Рис. 12 створений прототип

Учасники та обсяг вибірки

До експерименту було залучено чотири добровольці віком від 17 до 52 років. Жоден із учасників не мав виявлених серцево-судинних патологій, що дозволило зосередитися на порівнянні даних без впливу медичних відхилень.

Для кожного з учасників проводилося два окремих сценарії тестування:

- Статичний стан — перебування у стані спокою протягом 5 хвилин, сидячи, із фіксованим положенням руки, на якій був закріплений сенсор.
- Фізичне навантаження — імітація навантаження шляхом ходьби на місці зі швидкістю близько 100 кроків за хвилину протягом 5 хвилин.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		40

Методологія фіксації даних

У кожному сценарії значення ЧСС фіксувалися кожні 30 секунд, як з розробленого пристрою, так і з сертифікованого пульсоксиметра P01, який використано як еталон. Загалом кожен учасник надав 20 вимірювань (10 у стані спокою та 10 під час фізичного навантаження), тобто в сумі 80 вимірювань.

Паралельне зчитування даних дозволило сформувати порівняльні таблиці для аналізу похибок, стабільності сигналу та динаміки зміни ЧСС.



Рис. 13 Пульсоксиметр P01

Різні умови експлуатації

Крім основних сценаріїв, окремо було враховано такі фактори:

- Рух руки під час вимірювання (імітація недбалої експлуатації);
- Погане розташування пальця (неповне прилягання до сенсора);
- Різне освітлення в кімнаті;
- Зовнішній шум та вібрації — незначні механічні дії на руку, де був сенсор.

Це дозволило оцінити реальну стійкість пристрою до впливу факторів, які можуть виникати у повсякденному використанні.

Короткий опис обробки результатів

На основі зібраних даних для кожного сценарію було обчислено:

- Середню похибку між значеннями пристрою та еталонного пульсоксиметра;
- Стандартне відхилення вимірювань для оцінки стабільності показів;
- Максимальне відхилення, як індикатор можливих пікових помилок.

Дані було оформлено у таблиці, що дає змогу здійснити наочне порівняння та зробити висновки щодо якості роботи розробленої системи в різних режимах.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

Учасник	Вік	Час, хв., сек	Пульс
1	17	0:30	73
		1	71
		1:30	70
		2	74
		2:30	71
		3	70
		3:30	72
		4	73
		4:30	71
		5	71
2	21	0:30	68
		1	67
		1:30	69
		2	70
		2:30	68
		3	70
		3:30	70
		4	68
		4:30	68
		5	69
3	49	0:30	76
		1	75
		1:30	77
		2	78
		2:30	76
		3	74
		3:30	75
		4	76
		4:30	77
		5	77
4	52		79
		0:30	78
		1	77
		1:30	80
		2	81
		2:30	80
		3	78
		3:30	77
		4	79
		4:30	80

Таблиця 3. Результати вимірювання ЧСС у стані спокою за допомогою сертифікованого пульсоксиметра P01

Учасник	Вік	Час, хв., сек	Пульс
1	17	0:30	92
		1	95
		1:30	98
		2	101
		2:30	102
		3	102
		3:30	104
		4	105
		4:30	106
		5	103
2	21	0:30	90
		1	93
		1:30	97
		2	100
		2:30	102
		3	103
		3:30	104
		4	102
		4:30	100
		5	99
3	49	0:30	95
		1	98
		1:30	102
		2	106
		2:30	108
		3	110
		3:30	112
		4	111
		4:30	109
		5	108
4	52		96
		0:30	100
		1	105
		1:30	110
		2	114
		2:30	116
		3	117
		3:30	116
		4	114
		4:30	112

Таблиця 4. Результати вимірювання ЧСС під час фізичного навантаження за допомогою пульсоксиметра

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

КБР.ЕС.9539982.ПЗ

Арк.

43

Учасник	Вік	Час, хв., сек	Пульс
1	17	0:30	75
		1	74
		1:30	74
		2	73
		2:30	74
		3	76
		3:30	73
		4	72
		4:30	74
		5	75
2	21	0:30	70
		1	70
		1:30	71
		2	72
		2:30	71
		3	70
		3:30	71
		4	72
		4:30	71
		5	70
3	49	0:30	78
		1	78
		1:30	79
		2	80
		2:30	79
		3	76
		3:30	77
		4	78
		4:30	80
		5	78
4	52	0:30	81
		1	81
		1:30	79
		2	82
		2:30	83
		3	82
		3:30	81
		4	80
		4:30	82
		5	82

Таблиця 5. Результати вимірювання ЧСС у стані спокою за допомогою розробленого пристрою

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

КБР.ЕС.9539982.ПЗ

Арк.

44

Учасник	Вік	Час, хв., сек	Пульс
1	17	0:30	98
		1	102
		1:30	104
		2	109
		2:30	108
		3	111
		3:30	113
		4	114
		4:30	111
		5	109
2	21	0:30	97
		1	99
		1:30	104
		2	106
		2:30	109
		3	110
		3:30	112
		4	108
		4:30	106
		5	105
3	49	0:30	101
		1	105
		1:30	109
		2	114
		2:30	116
		3	119
		3:30	112
		4	119
		4:30	116
		5	115
4	52	0:30	104
		1	107
		1:30	112
		2	117
		2:30	122
		3	124
		3:30	125
		4	123
		4:30	121
		5	119

Таблиця 6. Результати вимірювання ЧСС під час фізичного навантаження розробленим пристроєм

АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ

Порівняльний аналіз отриманих даних свідчить про високий рівень узгодженості між результатами, отриманими за допомогою сертифікованого пульсоксиметра та розробленого пристрою, особливо у статичних умовах. Середня похибка становила лише 2-3 ВРМ, а стандартне відхилення 1-2 ВРМ, що можна вважати дуже хорошим показником для неінвазивного компактного пристрою на основі фотоплетизмографії.

У режимі фізичного навантаження спостерігалось збільшення середньої похибки до 6-7 ВРМ, а стандартного відхилення — до 4 ВРМ. Це зумовлено появою артефактів руху, які впливають на якість оптичного контакту між шкірою та сенсором. Такі артефакти типові для більшості недорогих PPG-систем і, згідно з літературними джерелами, можуть спричинити відхилення до 10–12 ВРМ навіть у комерційних пристроях. Загалом, результати експерименту підтверджують працездатність і прийнятну точність пристрою, особливо в умовах спокою.

Рекомендації щодо вдосконалення

Для підвищення точності пристрою в умовах руху доцільно впровадити апаратні та програмні модифікації. Серед апаратних поліпшень варто розглянути використання датчиків з інфрачервоним діапазоном, менш чутливих до зовнішнього світла, та додавання механізмів фіксації пальця. На програмному рівні ефективним рішенням могло б стати впровадження алгоритмів машинного навчання для автоматичної класифікації та ігнорування рухових артефактів.

Отже, експериментальні дослідження підтвердили, що розроблений пристрій забезпечує достатню точність для вимірювання пульсу у стані спокою, що робить його придатним для використання в побутових умовах. Однак динамічні сценарії виявили необхідність подальшої оптимізації, зокрема вдосконалення алгоритмів обробки сигналу та апаратної стабілізації. Подібні вдосконалення дозволять розширити сферу застосування пристрою, включно з моніторингом під час фізичних тренувань.

					<i>КБР.ЕС.9539982.ПЗ</i>	Арк.
						46
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докum.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дат</i>		

ВИСНОВКИ

Розробка інтелектуального пристрою для моніторингу якості життєдіяльності на базі Arduino продемонструвала можливість створення доступного та функціонального рішення для вимірювання пульсу. Робота ґрунтувалася на інтеграції сучасних біомедичних методів, мікроконтролерних технологій та програмних підходів, що дозволило досягти науково-практичних результатів, актуальних для галузі носимих медичних пристроїв.

Теоретичним фундаментом дослідження стало обґрунтування фотоплетизмографії (PPG) як оптимального методу для вимірювання пульсу. Порівняльний аналіз з електрокардіографією (ЕКГ) виявив переваги PPG у контексті енергоефективності та вартісної доступності, що критично важливо для масового використання. Апаратна реалізація системи включила вибір компонентів, зокрема датчика MAX30102, мікроконтролера Arduino Nano та OLED-дисплея, які забезпечили баланс між точністю, компактністю та економічною доцільністю.

Програмне забезпечення, реалізоване з використанням готових бібліотек, спростило інтеграцію компонентів, хоча й обмежило глибину адаптації алгоритмів. Використання функцій фільтрації сигналу та детектування піків дозволило отримувати значення частоти серцевих скорочень (BPM) у реальному часі. Експериментальні дослідження підтвердили, що пристрій забезпечує середню похибку 2-3 BPM у статичних умовах, що відповідає вимогам для нелікарських застосувань. Однак у динамічних умовах точність знижувалася до 6-7 BPM, що вказує на необхідність подальшої оптимізації для мінімізації впливу рухових артефактів.

Наукова новизна роботи полягає в адаптації PPG для платформи Arduino з урахуванням обмежених обчислювальних ресурсів. Практична значимість проекту виражається у можливості використання пристрою для щоденного моніторингу пульсу в домашніх умовах, зокрема для осіб із хронічними захворюваннями або спортсменів.

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		47

Використання відкритих технологій, таких як Arduino та готові бібліотеки, робить проект доступним для повторення та модифікації, що сприяє розвитку персоналізованих медичних рішень.

Головним обмеженням системи залишається чутливість до рухових артефактів та зовнішнього освітлення. Для подолання цих недоліків пропонується впровадити алгоритми машинного навчання для автоматичної корекції шумів та використати інфрачервоні датчики, менш чутливі до зовнішніх впливів.

Перспективи майбутніх досліджень включають розширення функціональності пристрою шляхом додавання вимірювання сатурації кисню інтеграції з мобільними додатками або хмарними платформами для аналізу даних.

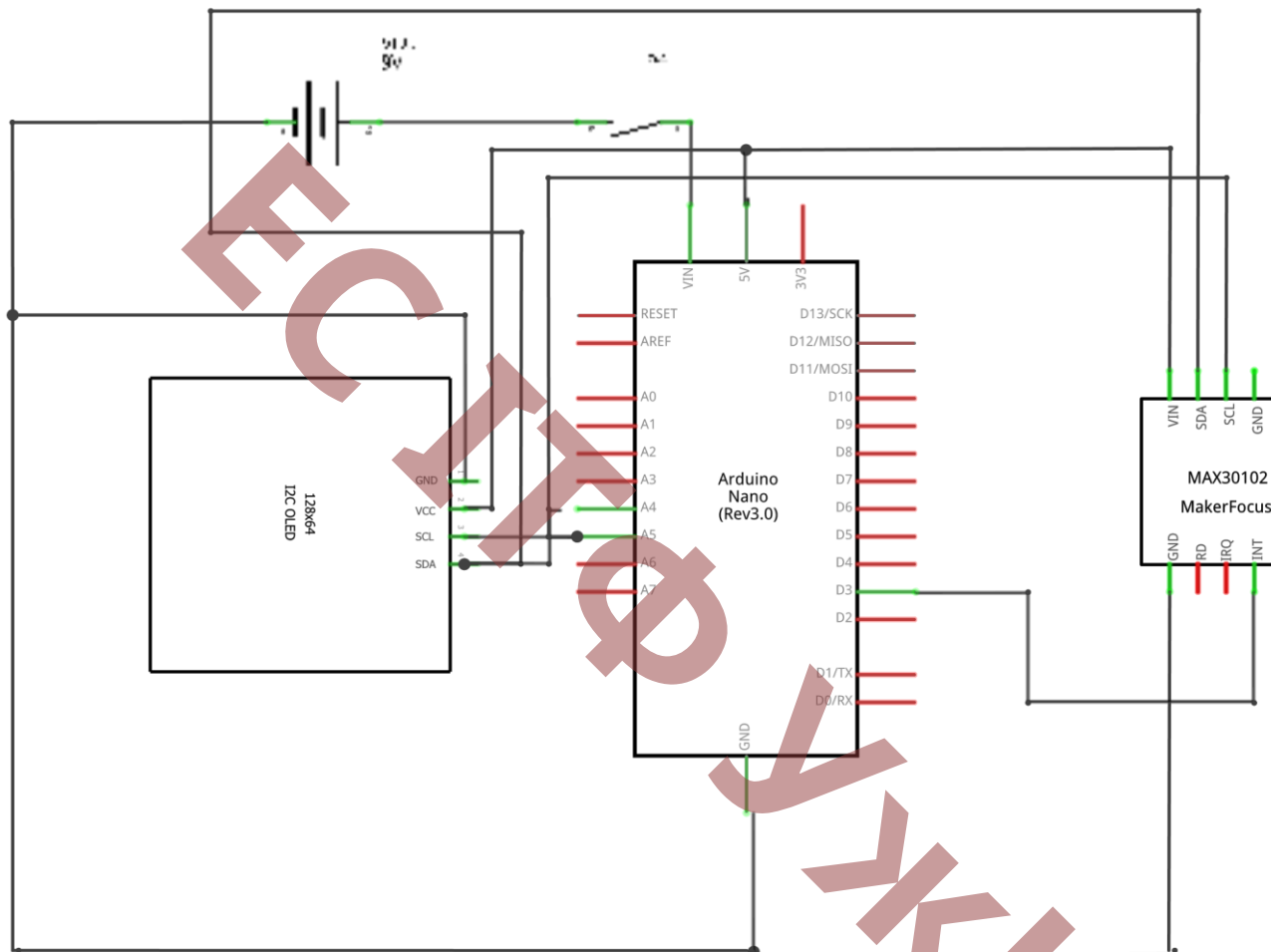
Таким чином, робота довела ефективність використання Arduino для створення доступних медичних рішень. Незважаючи на технічні обмеження, розроблений прототип становить основу для подальших досліджень у галузі цифрової охорони здоров'я, спрямованих на підвищення точності та функціональності подібних систем.

					<i>КБР.ЕС.9539982.ПЗ</i>	Арк.
						48
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дат</i>		

СПИСОК ДЖЕРЕЛ ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Allen J., Murray A. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological Measurement. - 2007. - Vol. 28(3). - P. R1-R39. iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/28/3/R01
2. Arduino Official Documentation // Arduino
www.arduino.cc/en/Guide/Introduction
3. MAX30100/MAX30102 Datasheet // Maxim Integrated. - 2016. www.mouser.com/datasheet/2/256/MAX30102-1506465.pdf
4. Tamilselvi V. et al. Heart Rate Monitoring System Using IoT and Machine Learning // Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing. - 2020. link.springer.com/article/10.1007/s12652-020-02384-2
5. Warren S. et al. Wearable Sensors and Mobile Devices for Health Monitoring // Synthesis Lectures on Biomedical Engineering. - 2015. www.morganclaypool.com/doi/abs/10.2200/S00652ED1V01Y201506BME052
6. GitHub Repository: MAX30100 Arduino Library // GitHub. github.com/oxullo/Arduino-MAX30100
7. IEC 60601-1 — загальні вимоги до електробезпеки медичних електричних систем
8. IEC 62304 — стандарт життєвого циклу програмного забезпечення медичних пристроїв
9. IEC 62366 — вимоги до інженерії юзабіліті в медичних пристроях
10. ISO 14971 (2019) — система ризик-менеджменту для медичної апаратури
11. IEC 61508 — функціональна безпека електронно-програмованих систем
12. Практичні особливості застосування PPG у віддаленому моніторингу здоров'я (Wearable PPG review 2022–2024) <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/21/6826>

					КБР.ЕС.9539982.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		49



					КБР.ЕС.9539982.ЕЗ			
					Інтелектуальний пристрій моніторингу якості життєдіяльності людини	Літ	Маса	Масштаб
Зм. Арк.	№ докум.	Підп.	Дата			у		1:1
Розроб.	Дідик Р.С.					Аркуш 1 Аркушів 1		
Перев.	Юркін І.М.							
Т.контр.								
Н.контр.	Папп. О.В.				Принципова електрична схема			
Затв.	Зяць Т.М.							УжНУ, ІТФ, гр. ЕС., 4 курс

Джерело живлення

Сенсор пульсу

Мікроконтролер

Дисплей

					КБР.ЕС.953998Е1			
Зм Ар	№ док	№ докум	Підп.	Дат	Інтелектуаль пристр моніторин якості життєдіяльн людини	Літ	Маса	Масшт
Розроб	Підик	Р.С				у		аб
Перев	Юркін	М.					1:1	
Тконт.						Аркуш 1	Аркушів 1	
Нконт.	Пап	О.В			Структурн схема	УжНУ ІТФ, гр ЕС, 4 курс		
Затв	Заяц	І.М						

Протокол аналізу звіту подібності науковим керівником

Заявляю, що я ознайомився (-лась) з Повним звітом подібності, який був згенерований Системою виявлення і запобігання плагіату щодо роботи:

Автор: Дідик Р.С.

Співавтор:

Назва: Інтелектуальний пристрій моніторингу якості життєдіяльності людини

Науковий керівник: Ігор Михайлович Юркін

Підрозділ: Department

Коефіцієнт подібності 1:10.1%

Коефіцієнт подібності 2:2.2%

Мікропробіли: 39

Заміна букв: 4

Інтервали: 0

Білі знаки: 0

Дата створення звіту: 2025-06-18 13:39:50.0

Після аналізу Звіту подібності констатую наступне:

Запозичення, виявлені в роботі є законними і не є плагіатом. Рівень подібності не перевищує допустимої межі. Таким чином робота незалежна і приймається.

Запозичення не є плагіатом, але перевищено граничне значення рівня подібностей. Таким чином робота повертається на доопрацювання.

Виявлено запозичення і плагіат або навмисні текстові спотворення (маніпуляції), як передбачувані спроби укриття плагіату, які роблять роботу невідповідною вимогам законодавства (Ст. 32. ЗУ Про вищу освіту, пункт 3.1, Ст. 42. ЗУ Про освіту) та вимог НАЗЯВО (Критерій 5), а також кодексу етики і процедур. Таким чином робота не приймається.

Обґрунтування:

Робота може бути допущена до захисту

Дата

23.06.25

експерт

(Юркін І.М.)

Додаток 1

Завідувачу кафедри ЕС ІТФ ДНВЗ УжНУ

К.до.-м.н., Залучь Тарас Михайлович

Студента (-ки) 4 курсу
спеціальності 171 Електроенергетика
Дідик Р.С.
(прізвище, ініціали)

ЗАЯВА

щодо самостійного виконання
навчальної/кваліфікаційної роботи здобувачем освіти

Я, Дідик Ростислав Сергійович
(прізвище, ім'я, по батькові),

Студент(-ка) денна, Інженерно-Технічний, 4
(форма навчання, факультет, курс)

заявляю: моя письмова робота на тему: Електроенергетика
проблеми модернізації мережі розподільчості
мощності

виконана самостійно і в ній не міститься елементів плагіату.

Всі запозичення з друкованих та електронних джерел, а також із захищених раніше робіт мають відповідні посилання. Я ознайомлений(а) з діючим Положенням, згідно з яким виявлення плагіату є підставою для відмови в допуску навчальної/кваліфікаційної роботи до захисту та притягнення до академічної відповідальності.

18.06.2025

Дата

[Підпис]
Підпис

Додаток 2.

ДОВІДКА
про результати перевірки на унікальність
кваліфікаційної, навчальної (курсової) роботи

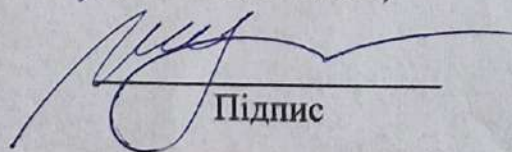
Автор роботи	Дідик Ростислав Сергійович
Назва роботи	Інтегровані моделі прикладної моделювання у середовищі інтегрованих моделей
Спеціальність	171 Електроніка
Курс	4
Факультет	Інженерно-технічний
Кафедра	електронних систем
Керівник роботи	Юрчик І. М.
Роботу перевірено в програмі	Unicheck
Додано до бази даних	
Ідентифікаційний номер роботи	
Результати перевірки	
Показник унікальності тексту через перевірку роботи у внутрішній базі кафедри ЕС ІТФ ДНУЗ УжНУ	89%
Показник унікальності тексту в мережі Інтернет	

Відповідальна особа/
Науковий керівник роботи

23.06.25

Дата

Юрчик І. М.
(прізвище, ініціали)


Підпис