

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

На тему: Вбудована комп'ютеризована система вимірювання
тиску і пульсу для крісла колісного

Виконав: студент(ка) IV курсу, групи CI-42
спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Хмура Д.І. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Яцишин В.В. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Тиш Є.В. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Осухівська Г.М. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Марценко С.В. (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Осухівська Г.М.
(підпис) (прізвище та ініціали)
«27» січня 2025 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 123 «Комп'ютерна інженерія»
(шифр і назва спеціальності)

студента Хмури Дениса Ігоровича
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Вбудована комп'ютеризована система вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного

Керівник роботи Яцишин Василь Володимирович, к.т.н., доцент кафедри КС
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 27 » січня 2025 року № 4/7-53

2. Термін подання студентом завершеної роботи 16.06.2025

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)
Вступ. 1. Аналіз вимог і технічних рішень до реалізації Вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного. 2. Проектування вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного. 3. Програмне забезпечення вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного. 4. Безпека життєдіяльності, основи охорони праці. Висновки
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)
1. Функціональна схема
2. Структурна схема
3. Схема з'єднань
4. Блок – схема алгоритму роботи

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	<i>Пилипець М.І., д.т.н., проф.каф. МТ</i>		

7. Дата видачі завдання 27.01.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	<i>Розробка технічного завдання</i>	<i>27.01 – 02.02</i>	<i>Викон.</i>
2.	<i>Аналіз можливих рішень поставленого завдання</i>	<i>03.02 – 10.02</i>	<i>Викон.</i>
3.	<i>Розробка функціональної, структурної, алгоритмічної та схеми з'єднань</i>	<i>06.05 – 13.05</i>	<i>Викон.</i>
4.	<i>Вибір компонентів та програмного забезпечення для комп'ютеризованої системи</i>	<i>14.05 – 27.05</i>	<i>Викон.</i>
5.	<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	<i>28.05 – 31.05</i>	<i>Викон.</i>
6.	<i>Оформлення пояснювальної записки і графічного матеріалу</i>	<i>01.06 – 08.06</i>	<i>Викон.</i>
7.	<i>Перевірка на академічний плагіат, перевірка керівником та консультантами</i>	<i>9.06 – 15.06</i>	<i>Викон.</i>
8.	<i>Попередній захист кваліфікаційної роботи бакалавра</i>	<i>16.06 – 22.06</i>	<i>Викон.</i>
9.	<i>Захист кваліфікаційної роботи бакалавра</i>	<i>23.06</i>	

Студент

(підпис)

Хмура Д.І.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Яцишин В.В.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Хмура Д.І. Вбудована комп'ютеризована система вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного: робота на здобуття кваліфікаційного ступеня бакалавра: спец. 123 — комп'ютерна інженерія. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2025.

Ключові слова: вбудована система, артеріальний тиск, пульс, мікроконтролер STM32, крісло колісне, моніторинг здоров'я, осцилометричний метод.

Кваліфікаційна робота присвячена розробці та дослідженню вбудованої комп'ютеризованої системи для вимірювання артеріального тиску і пульсу, інтегрованої в конструкцію крісла колісного. Робота включає аналіз сучасних методів вимірювання фізіологічних параметрів, проектування апаратно-програмного комплексу на базі мікроконтролера STM32F446RE та експериментальну оцінку його ефективності.

Система використовує осцилометричний метод вимірювання тиску, цифровий датчик тиску, насос і клапан для автоматичного керування манжетою, а також алгоритми цифрової обробки сигналів для забезпечення точності даних. Отримані показники тиску і пульсу відображаються на локальному дисплеї. Особлива увага приділена ергономічній інтеграції системи в крісло колісне, що забезпечує зручність і автономність для користувачів із обмеженими фізичними можливостями.

Результати дослідження мають практичне значення для підвищення якості медичного моніторингу, своєчасного виявлення відхилень у стані здоров'я та покращення рівня життя людей, які використовують крісла колісні.

ANNOTATION

Khmura D.I. Embedded computerized system for measuring blood pressure and pulse for a wheelchair: Bachelor's Graduation Thesis: speciality 123 — computer engineering. Ternopil: Ternopil Ivan Puluj National Technical University, 2025.

Keywords: embedded system, blood pressure, pulse, STM32 microcontroller, wheelchair, health monitoring, oscillometric method.

The bachelor's thesis is dedicated to the development and investigation of an embedded computerized system for measuring blood pressure and pulse, integrated into a wheelchair. The work includes an analysis of modern methods for measuring physiological parameters, the design of a hardware-software complex based on the STM32F446RE microcontroller, and an experimental evaluation of its effectiveness.

The system employs the oscillometric method for blood pressure measurement, utilizing a digital pressure sensor, pump, and valve for automated cuff control, as well as digital signal processing algorithms to ensure data accuracy. The measured blood pressure and pulse values are displayed on a local screen. Special attention is given to the ergonomic integration of the system into the wheelchair, ensuring convenience and autonomy for users with limited physical abilities.

The results of the study have practical significance for improving the quality of medical monitoring, timely detection of health deviations, and enhancing the quality of life for wheelchair users.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ВИМОГ І ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ ДО РЕАЛІЗАЦІЇ ВБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ І ПУЛЬСУ ДЛЯ КРІСЛА КОЛІСНОГО.....	9
1.1 Вимоги до функціональності системи	9
1.2 Технічні та ергономічні специфікації	11
1.3 Огляд альтернативних підходів	13
РОЗДІЛ 2 ПРОЕКТУВАННЯ ВБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ І ПУЛЬСУ ДЛЯ КРІСЛА КОЛІСНОГО	13
2.1 Структура системи вимірювання артеріального тиску й пульсу	17
2.2 Апаратне забезпечення комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу	20
2.2.1 Характеристики мікроконтролера STM32F446RE	20
2.2.2 Принцип роботи цифрового датчика тиску	19
2.2.3 Технічні параметри міні-насоса KOGE KPM14A 3V	20
2.2.4 Інтерфейс та функції LCD Keypad Shield	22
2.2.5 Роль електромеханічного клапана KOGE KSV05A.....	23
2.3 Алгоритми та програмна логіка.....	29
2.4 Схема з'єднань апаратного забезпечення	25

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ						
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата							
Розроб.		Хмура Д.І.			Вбудована комп'ютеризована система вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного			Літ.	Арк.	Акрушіє	
Перевірів		Яцишин В.В.								5	65
Рецензент		Марценко С.В.						ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42			
Н. Контр.		Тиш Є.В.									
Затверд.		Осухівська Г.М.									

РОЗДІЛ 3 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ І ПУЛЬСУ ДЛЯ КРІСЛА КОЛІСНОГО	33
3.1 Проектування алгоритму вимірювання	33
3.2 Аналіз діастолічного тиску	31
3.3 Конфігурація Arduino IDE для STM32F446RE	32
3.4 Створення програмного коду	34
3.5 Оцінка результатів тестування.....	38
РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	41
4.1 Фізіологічний вплив факторів існування на життєдіяльність людини.....	41
4.2 Вимоги до профілактичних медичних оглядів для користувачів системи	43
ВИСНОВКИ.....	45
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	50
Додаток А Технічне завдання	
Додаток Б Лістинг програми	

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

ADC – Analog-to-Digital Converter

BP – Blood Pressure

FIR – Finite Impulse Response

HR – Heart Rate

I2C – Inter-Integrated Circuit

IDE – Integrated Development Environment

MAP – Mean Arterial Pressure

MCU – Microcontroller Unit

SPI – Serial Peripheral Interface

STM32 – STMicroelectronics 32-bit Microcontroller

UART – Universal Asynchronous Receiver-Transmitter

USB – Universal Serial Bus

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						7
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Для людей, які пересуваються на кріслах колісних, турбота про здоров'я - це щоденна потреба. Регулярний контроль артеріального тиску й пульсу може попередити серйозні проблеми, адже ці показники часто першими сигналізують про небезпеку. Прості перевірки можливі завдяки системі, вбудованій у крісло та живленій від його батареї.

Звичайні тонометри чи подібні пристрої незручні для людей із обмеженою рухливістю. Вони вимагають ручного керування, додаткового обладнання або присутності іншої людини, що ускладнює регулярний моніторинг і зменшує самостійність. Система, розроблена в цій роботі, автоматизує вимірювання, роблячи їх легкими й доступними.

Пристрій базується на мікроконтролері STM32F446RE і вимірює тиск і пульс за осцилометричним методом. Датчик, насос і клапан компактно інтегровані в крісло, а живлення забезпечує батарея крісла. Результати відображаються на екрані у зрозумілому вигляді. Це не просто техніка - це спосіб повернути людям впевненість у контролі за здоров'ям.

Така система полегшує догляд за здоров'ям. Вона корисна для користувачів крісел, а також для медиків у реабілітаційних центрах чи клініках. Крім того, зібрані дані можуть стати основою для досліджень, щоб краще зрозуміти, як підтримувати здоров'я в умовах обмеженої рухливості.

Створення такого пристрою потребує поєднання інженерії, медицини та продуманого дизайну. Важливо не лише зробити систему надійною, а й зручною для щоденного життя. Ця робота - крок до технологій, які допомагають людям.

Розробка системи вимірювання тиску й пульсу, вбудованої в крісло колісне - це можливість зробити життя безпечнішим і комфортнішим. Вона показує, як технології можуть вирішувати реальні проблеми.

Дана робота присвячена розробці комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску, що базується на навчальних ресурсах університету [1].

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ВИМОГ І ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ ДО РЕАЛІЗАЦІЇ ВБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ І ПУЛЬСУ ДЛЯ КРІСЛА КОЛІСНОГО

1.1 Вимоги до функціональності системи

Розробка вбудованої комп'ютеризованої системи для вимірювання артеріального тиску і пульсу в кріслі колісному (ВКСТП) потребує чітких вимог, щоб забезпечити її точність і зручність [2]. Цей розділ визначає функціональні та нефункціональні вимоги, які відповідають потребам користувачів із обмеженою рухливістю.

Функціональні вимоги:

— Збір даних про тиск і пульс. Система має точно вимірювати артеріальний тиск (систоличний, діастолічний, середній) і пульс за допомогою цифрового датчика тиску, використовуючи осцилометричний метод. Точність є ключовою для виявлення проблем зі здоров'ям.

— Обробка даних. Алгоритми з FIR-фільтром обробляють сигнали, усуваючи шуми від вібрацій крісла, і обчислюють надійні показники тиску й пульсу.

— Візуалізація результатів. Дані виводяться на екран у простому форматі - чіткі цифри та, за потреби, графічні позначки, щоб користувачі легко розуміли результати.

Нефункціональні вимоги:

— Автономність і живлення. Система живиться від батареї крісла колісного (наприклад, 12В), що забезпечує роботу без зовнішніх джерел енергії.

— Зручність і компактність. Датчик, насос, клапан і екран компактно вбудовані в крісло, не створюючи незручностей. Інтерфейс простий для всіх користувачів.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Аналіз вимог і технічних рішень до реалізації вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного	Літ.	Арк.	Акрушів	
Розроб.		Хмура Д.І.							
Перевірів		Яцишин В.В.					9	8	
Рецензент		Марценко С.В.				ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42			
Н. Контр.		Тиш Є.В.							
Затвердив		Осухівська Г.М.							

- Безпека. Система відповідає стандартам електробезпеки, має низький рівень електромагнітного випромінювання і не містить небезпечних деталей.
- Надійність. Система стійка до вібрацій, переміщень і змін температури, що гарантує стабільну роботу в умовах щоденного використання крісла.

Цифровий датчик тиску з низькою похибкою, разом із насосом і клапаном, забезпечує точне вимірювання за осцилометричним методом. Мікроконтролер STM32F446RE обробляє дані завдяки достатній обчислювальній потужності та пам'яті. Живлення від батареї крісла забезпечує автономність. Захист від вологи, пилу та механічних пошкоджень гарантує довговічність обладнання. Приклад системи зображено на рисунку 1.1.



Рисунок 1.1 – Приклад вбудованої комп'ютеризованої системи

Ці вимоги враховують потреби користувачів і медичні рекомендації щодо моніторингу тиску й пульсу [3]. Основні вимоги та їх реалізація наведено в таблиці 1.1.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 1.1 – Вимоги до вбудованої комп'ютеризованої системи
вимірювання тиску й пульсу

Вимога	Реалізація
Точне вимірювання тиску й пульсу	Осцилометричний метод, цифровий датчик тиску, FIR - фільтр на STM32F446RE
Живлення від крісла	Інтеграція з батареєю крісла (наприклад 12В)
Зручне відображення даних	Екран із чіткими цифрами та графічними індикаторами
Безпека	Електробезпека, низьке випромінювання, відсутність небезпечних деталей
Компактність і надійність	Інтеграція в крісло без виступаючих елементів, захист від вологи й ударів

Аналіз технологій показав потребу в інтеграції комп'ютерних систем у медичне обладнання.

1.2 Технічні та ергономічні специфікації

Комп'ютеризована система для вимірювання артеріального тиску і пульсу, вбудована в крісло колісне, повинна забезпечувати точний збір, обробку та відображення даних у реальному часі. Вона має бути зручною для користувачів із обмеженою рухливістю, надійною та енергоефективною, враховуючи інтеграцію з батареєю крісла.

Система повинна забезпечувати вимірювання ключових фізіологічних параметрів - артеріального тиску (сistolічного, діастолічного, середнього) і пульсу - за допомогою цифрового датчика тиску, використовуючи осцилометричний метод. Дані мають оброблятися в реальному часі з використанням FIR-фільтра для усунення шумів, спричинених вібраціями крісла, і відображатися на екрані у

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

зрозумілому вигляді. Результати повинні бути чіткими, щоб користувач міг легко їх прочитати без сторонньої допомоги.

Програмне забезпечення, що працює на мікроконтролері STM32F446RE, має бути простим і надійним. Воно повинно включати модулі для збору даних із датчика тиску, обробки сигналів через FIR-фільтр і виведення результатів на екран. Особлива увага приділяється точності алгоритмів обробки, щоб забезпечити достовірність показників тиску й пульсу. Інтерфейс має бути інтуїтивно зрозумілим, з великими цифрами та простими графічними позначками, щоб користувачі могли легко інтерпретувати результати.

Апаратне забезпечення системи включає цифровий датчик тиску, насос і клапан, які забезпечують точне вимірювання за осцилометричним методом. Мікроконтролер STM32F446RE повинен мати достатню обчислювальну потужність для швидкої обробки даних у реальному часі. Усі компоненти мають бути компактно інтегровані в крісло, щоб не створювати незручностей для користувача.

Важливим аспектом є енергоефективність, оскільки система живиться від батареї крісла (наприклад, 12В). Вона повинна мінімізувати споживання енергії, щоб не впливати на основну функціональність крісла. Компоненти мають бути енергоощадними, а програмне забезпечення - оптимізованим для низького енергоспоживання.

Система має бути стійкою до збоїв, спричинених вібраціями чи перепадами напруги. У разі збою вона повинна автоматично відновлювати роботу без втрати даних. Для надійності передбачається захист компонентів від вологи, пилу та механічних пошкоджень, що забезпечить довговічність системи в умовах щоденного використання.

Для зручності користувачів система повинна бути простою в установці та налаштуванні. Усі компоненти мають бути попередньо налаштовані, щоб користувачу не довелося виконувати складних дій. Документація повинна бути короткою, зрозумілою і доступною, з чіткими інструкціями щодо використання системи.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Оскільки система призначена для щоденного використання, необхідно передбачити базову підтримку. Інструкція з використання має бути простою, з описом основних функцій і дій у разі несправностей. Для технічної підтримки достатньо надати контакт виробника або сервісного центру, щоб користувачі могли звернутися за допомогою.

Вимоги до системи включають ергономічність та точність, визначені методичними вказівками.

1.3 Огляд альтернативних підходів

Розробка комп'ютеризованої системи для вимірювання артеріального тиску і пульсу, вбудованої в крісло колісне, вимагає ретельного аналізу методів вимірювання, обробки даних і їх відображення. Дослідження аналогів виявило недоліки у системах моніторингу [4].

Основними параметрами системи є артеріальний тиск (сistolічний, діастолічний, середній) і пульс. Для їх вимірювання існує кілька методів, зокрема аускультативний, осцилометричний і фотоплетизмографічний (PPG). Аускультативний метод, який використовує стетоскоп і манжету, є традиційним, але потребує ручного втручання, що робить його незручним для користувачів крісел колісних. Фотоплетизмографія, що застосовується в пульсоксиметрах, добре підходить для вимірювання пульсу, але менш точна для тиску і потребує додаткових датчиків. Осцилометричний метод, обраний у цьому проєкті, є оптимальним, оскільки він автоматизований, використовує манжету з цифровим датчиком тиску і дозволяє одночасно визначати тиск і пульс. Цей метод базується на аналізі осциляцій тиску в манжеті, що виникають під час її спускання, і є стандартним у медичних тонометрах [6].

Для вимірювання за осцилометричним методом потрібен цифровий датчик тиску, насос і клапан. Датчик фіксує зміни тиску в манжеті, яка розміщується на руці користувача. Насос накачує манжету, а клапан поступово спускає повітря,

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

дозволяючи датчику реєструвати осциляції. На рисунку 1.2 зображено приклад пристрою для вимірювання тиску й пульсу за осцилометричним методом.



Рисунок 1.2 – Приклад пристрою для вимірювання артеріального тиску й пульсу

Дані, отримані від цифрового датчика тиску, містять шуми, спричинені вібраціями крісла чи рухами користувача. Для їх обробки можна застосовувати різні методи фільтрації, наприклад, усереднення сигналів, використання скінченних імпульсних характеристик (FIR-фільтр) або адаптивні фільтри. Усереднення є простим, але може призводити до втрати точності, особливо при значних шумах. Адаптивні фільтри ефективні, але потребують складніших обчислень, що може бути проблематичним для мікроконтролера STM32F446RE з обмеженими ресурсами. FIR-фільтр, обраний у цьому проєкті, забезпечує баланс між точністю і обчислювальною складністю. Він усуває шуми, зберігаючи ключові осциляції, що дозволяє точно визначити тиск і пульс. Обробка даних на STM32F446RE включає

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		14

обчислення середнього тиску, а також виявлення піків осциляцій для визначення пульсу.

Результати вимірювань потрібно виводити локально на екран, інтегрований у крісло. Можливі варіанти дисплеїв включають LCD, OLED або прості сегментні дисплеї. Сегментні дисплеї є енергоефективними, але обмежені у відображенні інформації, наприклад, не можуть показувати графічні позначки. OLED-дисплеї забезпечують високу контрастність, але споживають більше енергії. LCD-дисплей, який є компромісним варіантом, обрано для цього проєкту, оскільки він доступний, енергоефективний і дозволяє відображати чіткі цифри тиску й пульсу, а також базові графічні елементи (наприклад, позначки норми). На рисунку 1.3 зображено приклад дисплея для відображення тиску й пульсу.

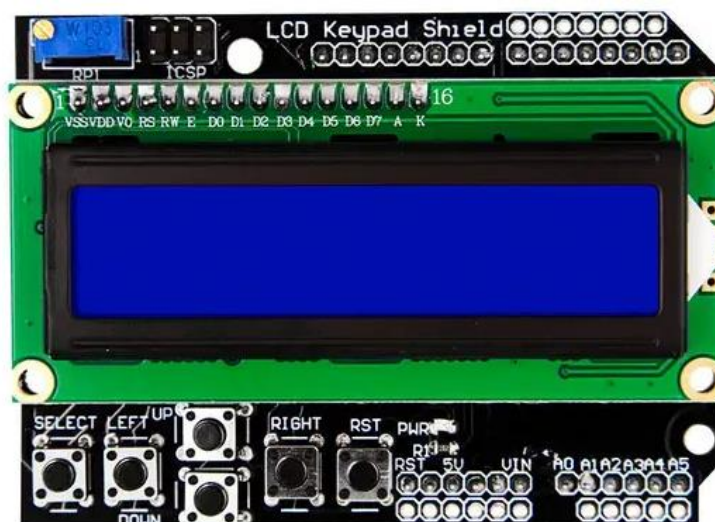


Рисунок 1.3 – Приклад дисплея для відображення артеріального тиску й пульсу

Інтеграція датчика тиску, насоса, клапана, мікроконтролера STM32F446RE і дисплея в єдину систему, вбудовану в крісло, є складним завданням. Потрібно забезпечити синхронізацію роботи компонентів: насос і клапан мають працювати скоординовано для правильного вимірювання, а мікроконтролер — обробляти дані в реальному часі. Важливо також оптимізувати енергоспоживання, оскільки система живиться від батареї крісла. Компоненти мають бути компактно розміщені, щоб не

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

створювати незручностей користувачу, а кабелі — надійно закріплені, щоб уникнути пошкоджень під час руху крісла. Програмне забезпечення на STM32F446RE повинно забезпечувати надійне керування всіма компонентами та стійкість до збоїв, спричинених вібраціями.

Таким чином, обраний осцилометричний метод із цифровим датчиком тиску, FIR-фільтром і LCD-дисплеєм є оптимальним рішенням для системи вимірювання тиску й пульсу в кріслі колісному [5]. Він забезпечує точність, енергоефективність і зручність використання, відповідаючи потребам користувачів.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2 ПРОЕКТУВАННЯ

ВБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ І ПУЛЬСУ ДЛЯ КРІСЛА КОЛІСНОГО

2.1 Структура системи вимірювання артеріального тиску й пульсу

Функціональна схема комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску й пульсу, вбудованої в крісло колісне (рис. 2.1), складається з кількох основних компонентів: цифрового датчика тиску, насоса, клапана, мікроконтролера STM32F446RE, FIR-фільтра та LCD-дисплея. Кожен із них відіграє важливу роль у забезпеченні точного вимірювання та відображення даних у реальному часі [5].



Рисунок 2.1 – Функціональна схема системи вимірювання артеріального тиску й пульсу

Цифровий датчик тиску є ключовим елементом системи, оскільки він вимірює тиск у манжеті, яка розміщується на руці користувача.

					<i>КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ</i>		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			
Розроб.		Хмура Д.І.			Проектування вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного	Літ.	Арк.
Перевірів		Яцишин В.В.					17
Рецензент		Марценко С.В.				ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42	
Н. Контр.		Тиш Є.В.					
Затверд.		Осухівська Г.М.					

Насос і клапан забезпечують правильне функціонування осцилометричного методу. Насос накачує повітря в манжету до потрібного рівня тиску, а клапан поступово спускає повітря, дозволяючи датчику реєструвати осциляції. Ці компоненти керуються мікроконтролером, який синхронізує їхню роботу для точного вимірювання.

Датчик працює за осцилометричним методом, фіксуючи осциляції тиску, що виникають під час спускання повітря з манжети. Отримані дані передаються на мікроконтролер для подальшої обробки.

Мікроконтролер STM32F446RE відповідає за збір даних із датчика тиску, їх обробку та передачу на дисплей. Він зчитує аналогові сигнали, конвертує їх у цифровий формат і застосовує FIR-фільтр для усунення шумів, спричинених вібраціями крісла. Після обробки мікроконтролер обчислює значення систолічного, діастолічного, середнього тиску та пульсу, які потім відображаються на дисплеї.

FIR-фільтр, реалізований програмно на мікроконтролері, відіграє важливу роль у підвищенні точності вимірювань. Він усуває шуми в сигналі, що виникають через рухи крісла або користувача, забезпечуючи достовірність даних для подальшого аналізу.

LCD-дисплей використовується для локального відображення результатів вимірювань. Він підключається до мікроконтролера через інтерфейс I2C і показує значення тиску (наприклад, 120/80 мм рт. ст.) і пульсу (наприклад, 72 уд/хв) у реальному часі. Дисплей розміщений на кріслі так, щоб користувач міг легко прочитати дані.

Система живиться від батареї крісла (наприклад, 12В), що вимагає енергоефективності всіх компонентів. Мікроконтролер оптимізує енергоспоживання, а насос і клапан працюють лише під час вимірювання, щоб зменшити навантаження на батарею.

Деталізована структурна схема системи вимірювання артеріального тиску й пульсу представлена на рис. 2.2.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 2.2 – Структурна схема системи вимірювання артеріального тиску й пульсу

Компоненти системи взаємодіють таким чином: цифровий датчик тиску зчитує осциляції в манжеті, керованій насосом і клапаном, і передає дані на мікроконтролер STM32F446RE. Мікроконтролер обробляє дані за допомогою FIR-фільтра [10], обчислює значення тиску й пульсу та відображає їх на LCD-дисплеї. Уся система компактно інтегрована в крісло колісне, забезпечуючи зручність для користувача.

Така структура системи дозволяє ефективно й надійно вимірювати артеріальний тиск і пульс у реальному часі, допомагаючи користувачам із обмеженою рухливістю стежити за своїм здоров'ям.

2.2 Апаратне забезпечення комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу

Цей розділ присвячено апаратному забезпеченню системи, розробленої для вимірювання артеріального тиску та пульсу з інтеграцією до інвалідного візка. Описано ключові компоненти, їх функціональні характеристики та взаємодію в межах системи, зосереджуючи увагу на апаратних рішеннях, що забезпечують точність та надійність вимірювань.

2.2.1 Характеристики мікроконтролера STM32F446RE

Мікроконтролер STM32F446RE є центральним елементом системи, призначеним для обробки даних, управління компонентами та реалізації алгоритмів вимірювання. Використання STM32F446RE обумовлено його здатністю підтримувати цифрову обробку сигналів, зокрема фільтрацію, та забезпечувати швидку взаємодію з периферійними пристроями [6].

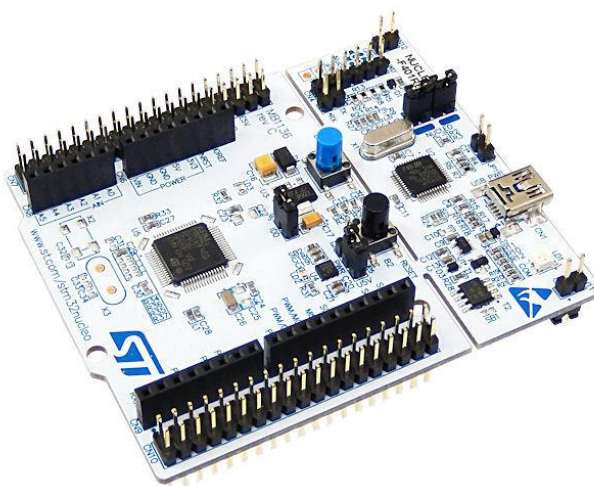


Рисунок 2.3 – Мікроконтролер STM32F446RE

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Мікроконтролер оснащений 32-розрядним ядром Cortex-M4 із частотою до 180 МГц, що забезпечує достатню продуктивність для обробки сигналів від датчика тиску. Для підвищення точності вимірювань застосовується алгоритм цифрової фільтрації, зокрема FIR-фільтр із смуговою пропускнуою здатністю, який ефективно усуває шумові компоненти. Використання STM32F446RE дозволяє реалізувати осцилометричний метод вимірювання, де визначення систолічного та діастолічного тиску базується на аналізі осциляцій тиску в манжеті. Дані, отримані після обробки, передаються на LCD-дисплей через інтерфейс I2C для відображення результатів.

Система живлення забезпечується від батареї інвалідного візка, що вказує на автономність пристрою. Мікроконтролер управляє роботою насоса та клапана, які регулюють тиск у манжеті, а також обробляє сигнали від цифрового датчика тиску з частотою дискретизації 250 Гц. Такий підхід гарантує високу чутливість до змін тиску та дозволяє уникнути помилок, пов'язаних із рухами користувача.

Основні технічні характеристики мікроконтролера STM32F446RE наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Характеристики мікроконтролера STM32F446RE

Параметр	Значення
Процесор	32-розрядне ядро Cortex-M4, до 180 МГц
Пам'ять	512 КБ Flash, 128 КБ SRAM
Інтерфейси	I2C, SPI, UART, ADC, GPIO
Частота дискретизації	До 250 Гц
Напруга живлення	1.8 - 3.6 В (типово 3.3)
Робочий діапазон температур	Від -40°C до +85°C
Підтримка обробки сигналів	FIR-фільтр (цифрова фільтрація)

Мікроконтролер STM32F446RE, який є основою системи, підтримує різноманітні вбудовані інтерфейси та порти, такі як UART, I2C, SPI, GPIO, ADC тощо, що забезпечує гнучкість у підключенні до інших компонентів системи. Завдяки наявності аналогово-цифрового перетворювача (ADC) мікроконтролер здатен обробляти аналогові сигнали від цифрового датчика тиску з частотою дискретизації 250 Гц, що дозволяє точно фіксувати осциляції тиску в манжеті. Інтерфейс I2C використовується для передачі даних на LCD-дисплей, який відображає результати вимірювань, а порти GPIO застосовуються для керування насосом і клапаном, що регулюють тиск у манжеті.

Виводи мікроконтролера STM32F446RE та їх призначення, які використовуються в системі, зображено на рисунку 2.4.

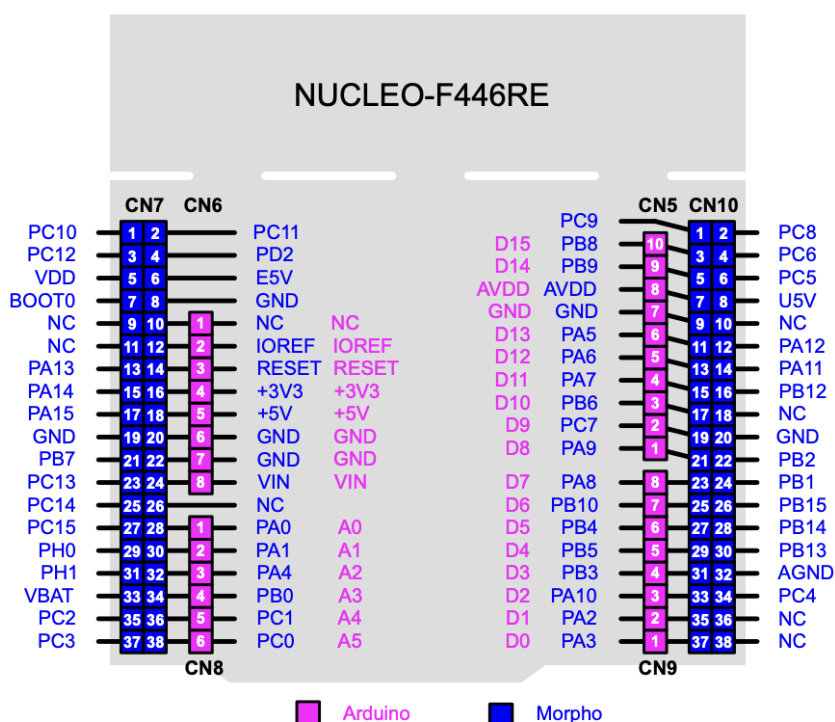


Рисунок 2.4 – Призначення виводів мікроконтролера STM32F446RE

Мікроконтролер STM32F446RE забезпечує ефективну обробку даних у системі, реалізуючи алгоритми вимірювання артеріального тиску та пульсу за

[illegible]

2.2.2 Принцип роботи цифрового датчика тиску

Для вимірювання тиску в манжеті, що є основою осцилометричного методу визначення артеріального тиску та пульсу, у системі застосовується цифровий датчик тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3 [7]. Цей датчик забезпечує точне вимірювання змін тиску в манжеті під час накачування та спускання повітря, що дозволяє фіксувати осциляції, спричинені пульсацією артерій. Його основне

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

призначення полягає у передачі даних про тиск до мікроконтролера STM32F446RE для подальшої обробки з частотою дискретизації 250 Гц.



Рисунок 2.6 – Цифровий датчик тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3

Датчик Honeywell ABPMANN005PG2A3 складається з сенсорного елемента та електронної схеми. Сенсорний елемент, виконаний на основі п'єзорезистивної технології, реагує на тиск у діапазоні від 0 до 5 psi (приблизно 0–34,5 кПа), перетворюючи його на аналоговий сигнал. Електронна схема забезпечує підсилення та конвертацію сигналу в цифровий формат, що зчитується через аналогово-цифровий перетворювач (ADC) мікроконтролера. Датчик підключається до манжети через пластикові трубки, а його компактні розміри полегшують інтеграцію в систему інвалідного візка.

2.2.3 Технічні параметри міні-насоса KOGE KPM14A 3V

Для накачування повітря в манжету, що є необхідною умовою для реалізації осцилометричного методу вимірювання артеріального тиску та пульсу, у системі використовується міні-насос KOGE KPM14A 3V [8]. Цей насос забезпечує контрольоване підвищення тиску в манжеті до рівня, необхідного для фіксації осциляцій, спричинених пульсацією артерій. Його компактні розміри та низьке

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

енергоспоживання роблять його ідеальним для інтеграції в автономну систему, що працює від батареї інвалідного візка.



Рисунок 2.7 – Міні-насос KOGЕ KPM14A 3V

Міні-насос KOGЕ KPM14A 3V працює від джерела живлення 3 В і керується мікроконтролером STM32F446RE через GPIO за допомогою N-канального транзистора BS170, який забезпечує необхідний струм для його роботи. Насос підключений до манжети через пластикові трубки та чотириходовий розподільник, що дозволяє точно регулювати потік повітря. Його продуктивність забезпечує швидке досягнення тиску до 200 мм рт. ст

Основні технічні характеристики міні-насоса KOGЕ KPM14A 3V наведено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Характеристики міні-насоса KOGЕ KPM14A 3V

Параметр	Значення
Напруга живлення	3 В (DC)
Максимальний струм	380 мА
Вільний потік повітря	>800 мл/хв
Максимальний тиск	≥ 350 мм рт. ст.
Рівень шуму	≤ 65 дБ (А)
Ресурс роботи	30 000 циклів

2.2.4 Інтерфейс та функції LCD Keypad Shield

Для відображення результатів вимірювань артеріального тиску та пульсу, а також для забезпечення зручного інтерфейсу користувача в системі застосовується LCD Keypad Shield [9]. Цей модуль дозволяє виводити числові значення систолічного та діастолічного тиску, а також частоти пульсу, отримані після обробки сигналів мікроконтролером STM32F446RE. Крім того, вбудовані кнопки на модулі забезпечують можливість введення команд, наприклад, для запуску процесу вимірювання.

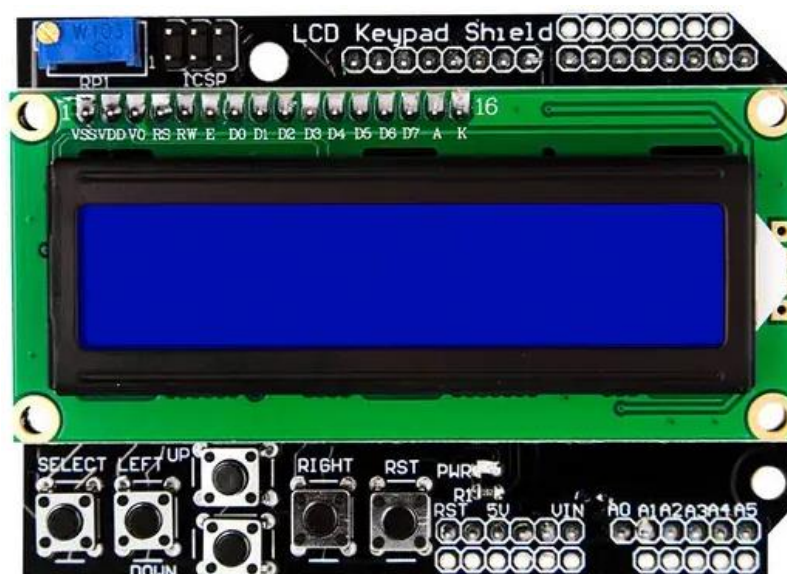


Рисунок 2.8 – LCD Keypad Shield

LCD Keypad Shield складається з рідкокристалічного дисплея (LCD) розміром 16x2 символи та набору кнопок, які підключені до аналогового входу через резисторний дільник напруги. У даній системі модуль підключається до платформи NUCLEO-F446RE через інтерфейс I2C, що дозволяє ефективно передавати дані для відображення. Дисплей відображає результати вимірювань у реальному часі, зокрема значення тиску в мм рт. ст. і частоту пульсу в ударах за хвилину, що забезпечує зручність для користувача під час моніторингу стану.

Модуль живиться від джерела 5 В, яке забезпечується через платформу NUCLEO-F446RE, і характеризується низьким енергоспоживанням, що є важливим

для автономної роботи системи від батареї інвалідного візка. Компактні розміри LCD Keypad Shield дозволяють зручно розмістити його на конструкції інвалідного візка, наприклад, на підлокітнику, для легкого доступу користувача.

Електрична схема модуля LCD Keypad Shield зображена на рисунку 2.11. Ця електрична схема представляє собою основний принцип роботи модуля, де кожен елемент відповідає за певну функцію у відображенні даних та обробці сигналів від кнопок.

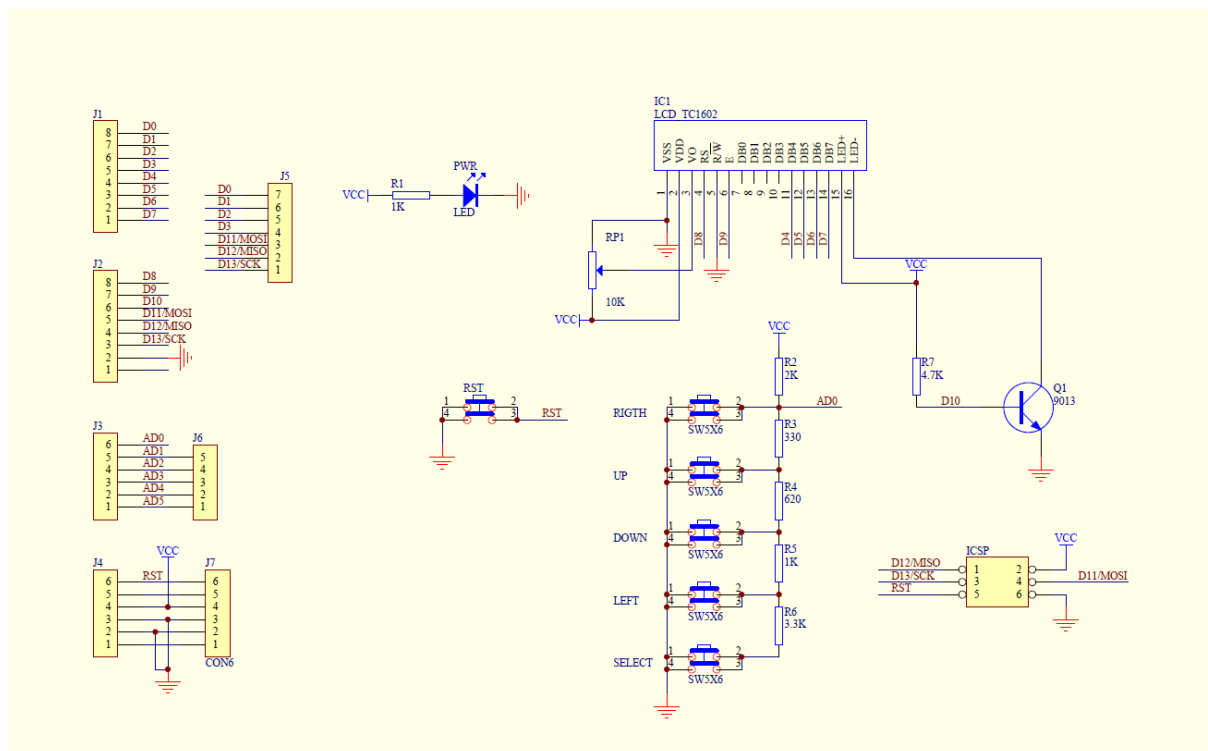


Рисунок 2.9 – Електрична схема модуля LCD Keypad Shield

2.2.5 Роль електромеханічного клапана KOGE KSV05A

Електромеханічний клапан KOGE KSV05A призначений для контрольованого спускання повітря з манжети в системі вимірювання артеріального тиску та пульсу, що є важливим етапом осцилометричного методу [10]. Цей клапан забезпечує поступове зниження тиску в манжеті після її накачування насосом KOGE KPM14A 3V, дозволяючи цифровому датчику тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3 точно фіксувати осциляції, спричинені пульсацією артерій. Його компактність і низьке

енергоспоживання ідеально підходять для інтеграції в автономну систему, встановлену в інвалідному візку.



Рисунок 2.10 – Електромеханічний клапан KOGESV05A

Клапан KSV05A працює від джерела живлення 3 В і керується мікроконтролером STM32F446RE через інтерфейс GPIO за допомогою N-канального транзистора BS170, який забезпечує необхідний струм для його активації. Це нормально відкритий клапан (normally open), що означає, що він відкривається для спускання повітря при відключенні сигналу керування.

Клапан підключається до манжети через пластикові трубки та чотириходовий розподільник, що забезпечує злагоджену взаємодію з насосом і датчиком тиску. Його конструкція та характеристики роблять його оптимальним для медичних застосувань, зокрема для вимірювання артеріального тиску, що підтверджується використанням у пристроях моніторингу тиску та медичних моніторах.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ

Арк.

28

Розташування клапана в системі інвалідного візка, наприклад, у блоці пневматичних компонентів, забезпечує зручність монтажу та ефективність роботи.

2.3 Алгоритми та програмна логіка

Для розробки програмного забезпечення комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу, інтегрованої в інвалідний візок, було обрано середовище розробки Arduino IDE [11]. Вибір цього інструменту обґрунтований його зручністю, доступністю та можливістю адаптації до роботи з мікроконтролером STM32F446RE, який є основою системи.

Однією з ключових переваг Arduino IDE є його відкрите джерело та безкоштовна ліцензія, що дозволяє використовувати всі функції середовища без додаткових витрат. Для студентського проєкту це є важливим фактором, оскільки забезпечує доступ до необхідних інструментів без фінансових обмежень. Відкритість вихідного коду також дозволяє адаптувати програмне забезпечення до специфічних потреб проєкту, зокрема для роботи з платформою NUCLEO-F446RE.

Arduino IDE підтримує мікроконтролери STM32 завдяки бібліотеці STM32 Arduino Core, що забезпечує сумісність із платформою NUCLEO-F446RE. Це дозволяє використовувати зручний інтерфейс Arduino для програмування складнішого мікроконтролера, такого як STM32F446RE, який характеризується високою продуктивністю та підтримкою цифрової обробки сигналів. Наявність бібліотек для роботи з інтерфейсами I2C, ADC і GPIO спрощує інтеграцію з компонентами системи, такими як цифровий датчик тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3, LCD Keypad Shield, насос KOGE KPM14A 3V і клапан KOGE 3V.

Інтерфейс Arduino IDE, зображений на рисунку 2.11, є інтуїтивно зрозумілим і простим у використанні навіть для початківців. Це дозволяє швидко освоїти основи програмування мікроконтролерів і зосередитися на реалізації алгоритмів обробки даних, таких як FIR-фільтр для усунення шумів у сигналах від датчика тиску. Велика

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

кількість документації, навчальних матеріалів і прикладів коду сприяє швидкому вирішенню технічних питань, що є важливим для дипломного проєкту.

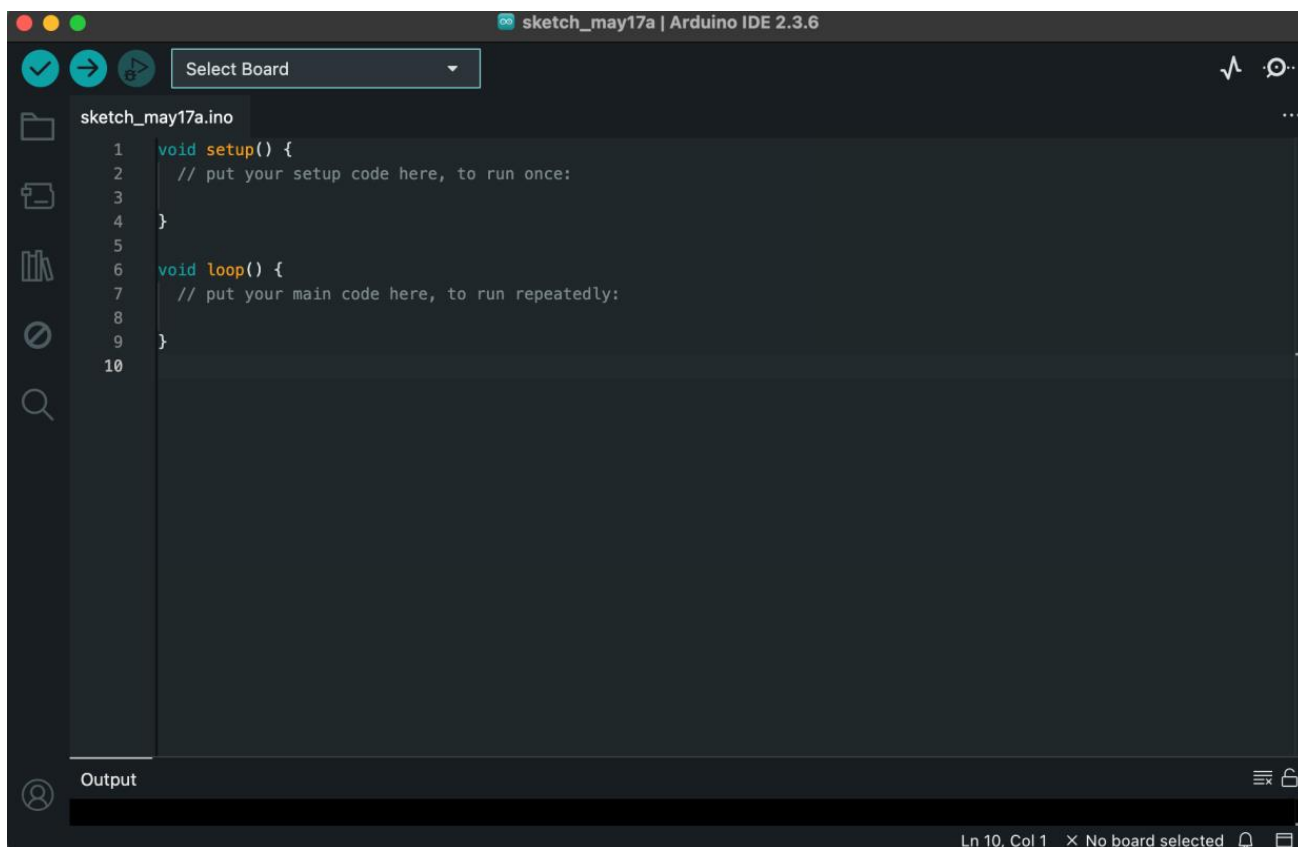


Рисунок 2.11 – Інтерфейс Arduino IDE

Arduino IDE підтримує кросплатформність, працюючи на операційних системах Windows, macOS і Linux. Це забезпечує гнучкість для розробників, дозволяючи використовувати різні платформи без необхідності додаткової адаптації програмного забезпечення. Така універсальність сприяє зручності роботи над проєктом, особливо якщо команда використовує різні операційні системи.

У контексті системи вимірювання артеріального тиску та пульсу Arduino IDE забезпечує необхідні інструменти для обробки даних у реальному часі. Завдяки підтримці послідовних інтерфейсів (UART, I2C, SPI) середовище дозволяє організувати передачу даних між мікроконтролером і периферійними пристроями, такими як LCD Keypad Shield для відображення результатів. Код, написаний у Arduino IDE, реалізує алгоритми для зчитування сигналів із датчика тиску з

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

частотою дискретизації 250 Гц, їх фільтрації через FIR-фільтр, обчислення тиску та пульсу, а також виведення даних на дисплей.

Вибір Arduino IDE для розробки системи є оптимальним завдяки його доступності, простоті використання, широкій підтримці бібліотек і сумісності з платформою NUCLEO-F446RE. Це середовище забезпечує ефективну реалізацію функціональності системи, а також можливість її подальшого масштабування за рахунок додаткових модулів і бібліотек.

2.4 Схема з'єднань апаратного забезпечення

Схема з'єднань апаратного забезпечення, розроблена у Fritzing, детально ілюструє електричні зв'язки між компонентами системи для вимірювання артеріального тиску та пульсу (рис. 2.12). Центральним елементом є мікроконтролер STM32F446RE, який виступає мозком системи, виконуючи обробку даних, керування периферійними пристроями та координацію всіх операцій. Цифровий датчик тиску підключено до аналогового входу A0 мікроконтролера, де він передає аналогові сигнали, пропорційні тиску в манжеті, для подальшої цифрової обробки. Живлення датчика (3.3V) і заземлення (GND) з'єднано через загальну шину, забезпечуючи стабільність роботи.

Міні-насос KOGE KPM14A 3V, призначений для накачування манжети до необхідного тиску, підключено до цифрового виводу D2 мікроконтролера, який активує його роботу за допомогою сигналу PWM для точного контролю. Живлення насоса (3.3V) і заземлення також інтегровано в загальну шину, з додаванням захисту від перевантаження через діод. Електромеханічний клапан KOGE KSV05A, що регулює спускання повітря для поступового зниження тиску, з'єднано з виводом D3. Його активація синхронізується з алгоритмами мікроконтролера, а живлення (3.3V) і заземлення підключено аналогічно до насоса.

LCD Keypad Shield, що слугує для відображення результатів вимірювань (тиск і пульс) та введення команд користувачем, інтегровано через інтерфейс I2C. Виводи

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

SDA і SCL з'єднано відповідно з A4 і A5 мікроконтролера, а живлення (3.3V) і заземлення - через шину. Кнопка для запуску процесу вимірювання підключена до цифрового виводу D4 із підтягуючим резистором (10 кОм) до 3.3V, що забезпечує надійне спрацювання.

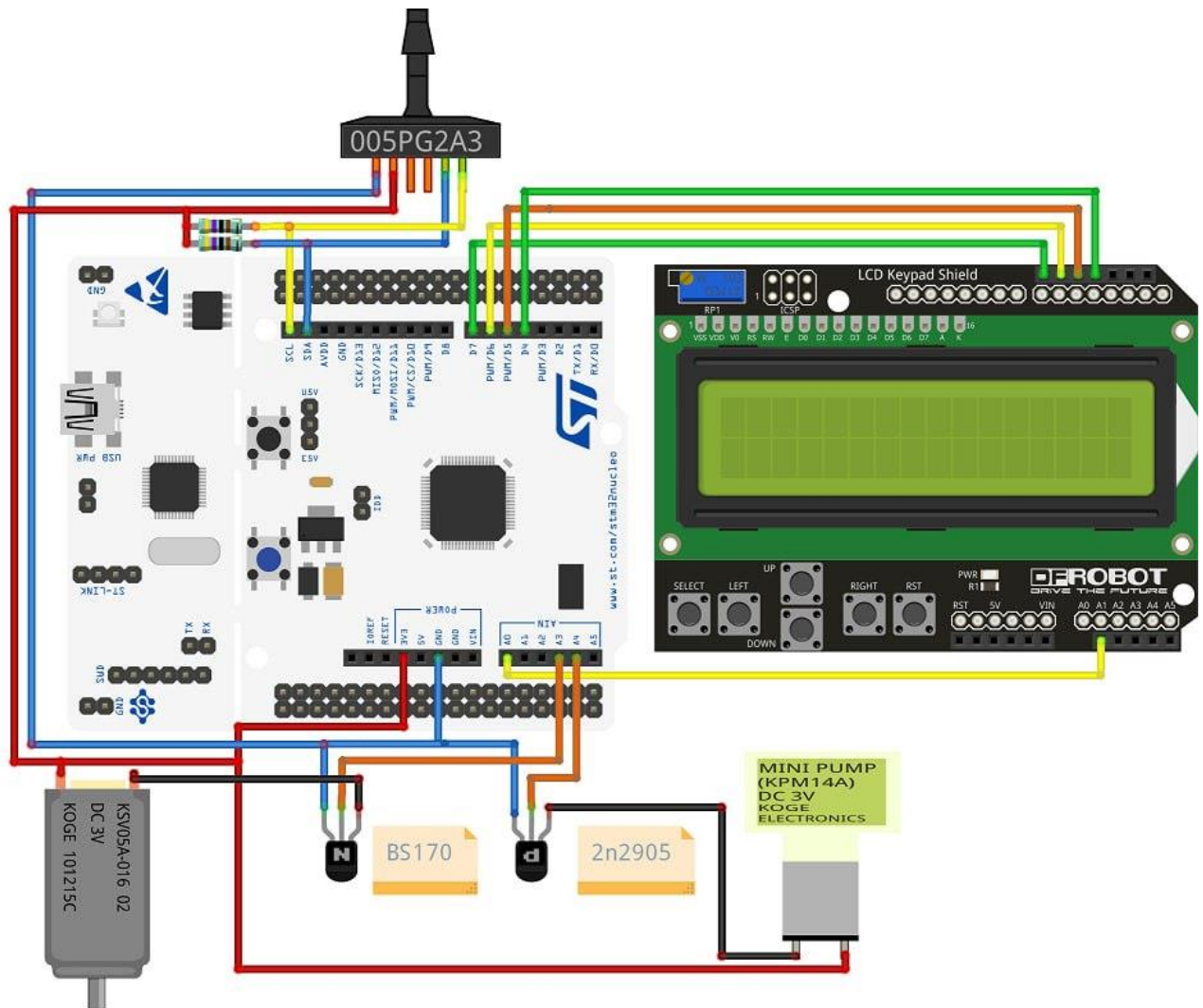


Рисунок 2.12 - Схема з'єднань апаратного забезпечення системи

Усі компоненти з'єднано через єдину шину живлення (3.3V) і заземлення (GND), що мінімізує електричні перешкоди та забезпечує синхронізацію. Для підвищення надійності додано конденсатори (0.1 мкФ) на входах живлення кожного модуля, фільтруючи високочастотні шуми.

РОЗДІЛ 3 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ І ПУЛЬСУ ДЛЯ КРІСЛА КОЛІСНОГО

3.1 Проєктування алгоритму вимірювання

Алгоритм роботи програми для мікроконтролера STM32F446RE реалізує комп'ютеризовану систему вимірювання артеріального тиску та пульсу, вбудовану в інвалідний візок. Програма починається з ініціалізації, що включає налаштування годинника RCC, активацію FPU, конфігурацію кнопки для запуску, ініціалізацію LCD Keypad Shield через I2C, таймерів і датчика тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3. На дисплеї відображається повідомлення "Put cuff on arm, press button".

Програма створює об'єкти для FIR-фільтра (3–10 Гц) і IIR-фільтра (20 Гц) із буферами для обробки сигналів. Потім система переходить у цикл, де чекає натискання кнопки для запуску вимірювання. Після активації насос накачує манжету до тиску, після чого клапан спускає повітря. Сигнали з датчика зчитуються через ADC із частотою 250 Гц, фільтруються IIR- і FIR-фільтрами, і аналізуються для виявлення піків осциляцій. На основі піків обчислюються систолічний (SYS), діастолічний (DIA) тиск і середній артеріальний тиск (MAP), а також відображається символ серця на дисплеї для візуалізації пульсу. Результати виводяться на LCD (наприклад, "SYS: 120 DIA: 80 MAP: 93"), після чого цикл повторюється.

Блок-схема алгоритму роботи системи вимірювання артеріального тиску та пульсу зображена на рис. 3.1 [12].

					<i>КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ</i>			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	<i>Програмне забезпечення вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного</i>	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Акрушів</i>
<i>Розробив</i>		<i>Хмура Д.І.</i>						
<i>Перевірів</i>		<i>Яцишин В.В.</i>					<i>33</i>	<i>12</i>
<i>Рецензент</i>						<i>ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42</i>		
<i>Н. Контр.</i>		<i>Тиш Є.В.</i>						
<i>Зав. каф.</i>		<i>Осухівська Г.М.</i>						

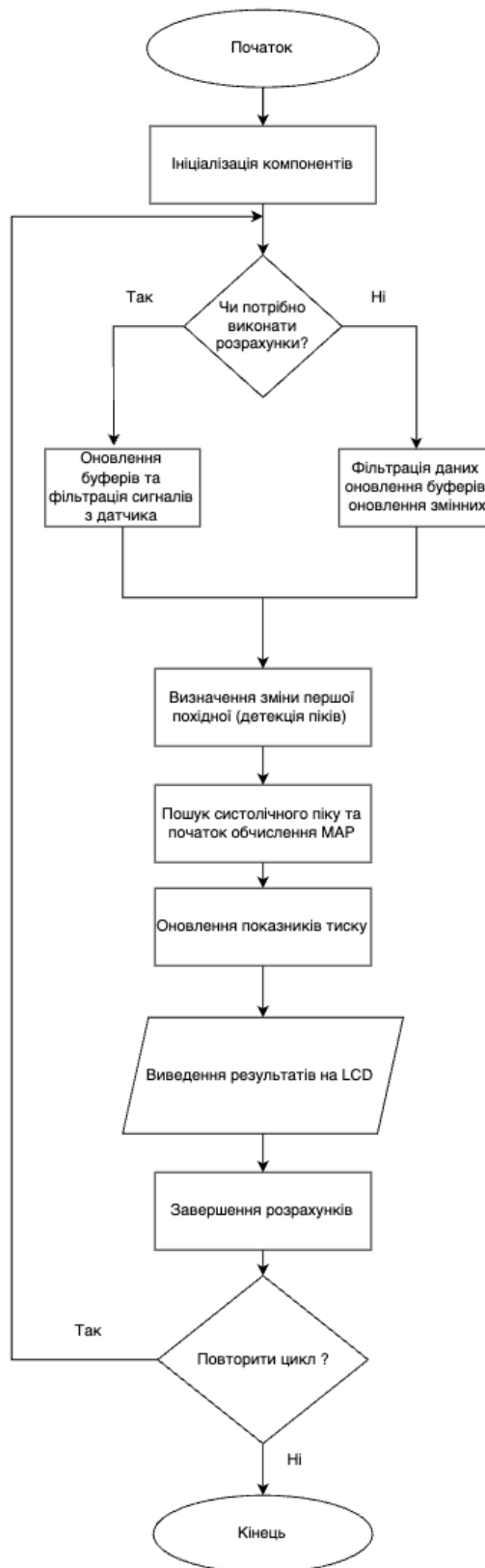


Рисунок 3.1 – Блок-схема алгоритму роботи системи вимірювання артеріального тиску та пульсу

3.2 Аналіз діастолічного тиску

Діастолічний тиск (DIA) у комп'ютеризованій системі вимірювання артеріального тиску та пульсу, інтегрований в інвалідний візок, обчислювався спрощеним методом на основі виміряного систолічного тиску (SYS) і середнього артеріального тиску (MAP). Згідно з джерелом [13], середній артеріальний тиск (MAP) визначається за формулою (3.1):

$$MAP = DIA + \frac{1}{3}(SYS - DIA) .$$

(3.1)

де:

SYS - систолічний тиск (мм. ст. ст.);

DIA - діастолічний тиск (мм. ст. ст.);

Ця формула відображає середнє значення тиску в артеріях протягом одного серцевого циклу, враховуючи, що систолічний тиск триває приблизно третину циклу, а діастолічний – дві третини. Для визначення DIA необхідно виразити його з цієї формули.

Отже, остаточна формула для обчислення DIA (3.2):

$$DIA = \frac{3 \cdot MAP - SYS}{2} .$$

(3.2)

Ця формула була реалізована в програмному забезпеченні системи, зокрема в коді main.c, де SYS і MAP визначалися на основі осцилографічних даних, отриманих із датчика тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3 після обробки FIR- і IIR-фільтрами.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3.3 Конфігурація Arduino IDE для STM32F446RE

Щоб забезпечити можливість програмування STM32F446RE у цьому середовищі, необхідно встановити додатковий менеджер плати. У цьому підпункті описано процес налаштування Arduino IDE для роботи з платою Nucleo-F446RE [14].

Для початку встановлено Arduino IDE версії 2.3.6 з офіційного сайту arduino.cc, після чого виконано її інсталяцію на операційну систему MacOS. Далі, для додавання підтримки STM32, у пункті меню File відкрито вікно Preferences (Налаштування). У полі "Additional Board Manager URLs" введено посилання на файл із розширенням .json, що забезпечує підтримку плат STM32:

Цей крок проілюстровано на рисунку 3.2.

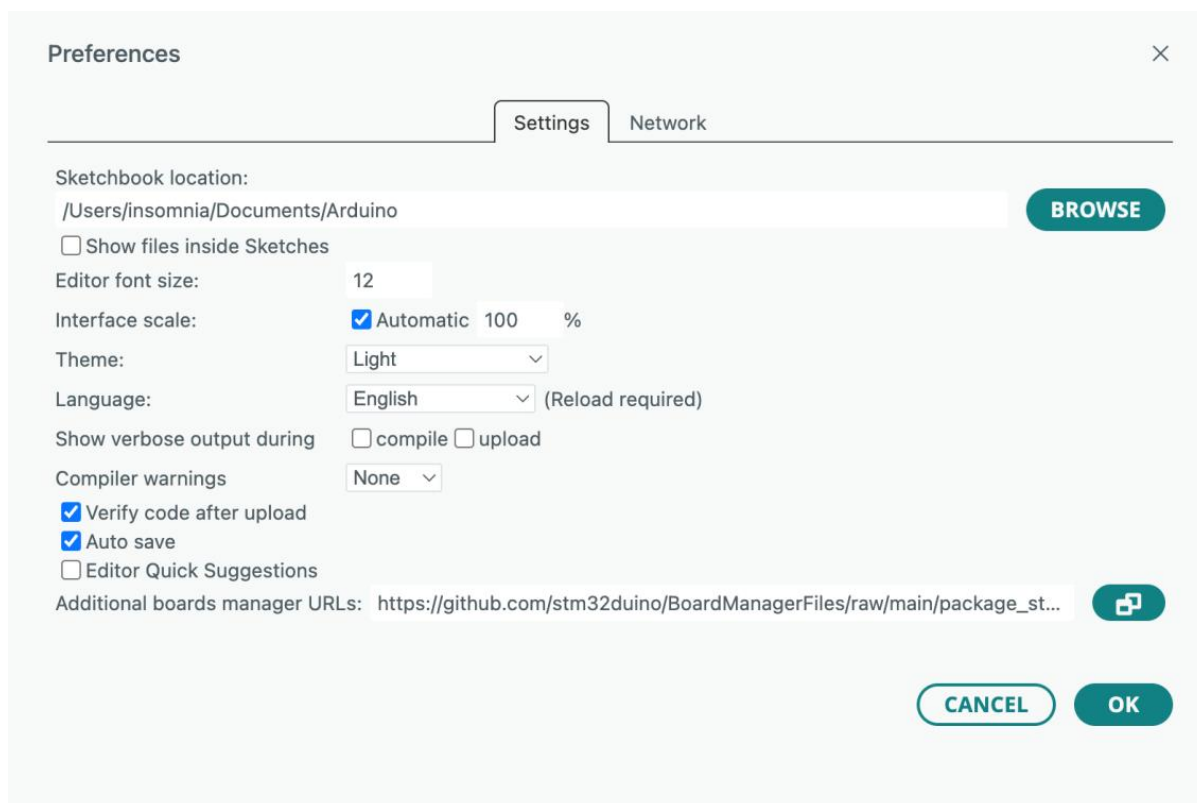


Рисунок 3.2 – Налаштування Arduino IDE для додавання підтримки STM32

Після збереження налаштувань у меню Tools → Board відкрито вікно Boards Manager (Менеджер плат). У рядку пошуку введено "STM32", що дозволило знайти

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						36
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

пакет "STM32 MCU based boards by STMicroelectronics". Пакет встановлено (версія 2.10.1), як показано на рисунку 3.3.

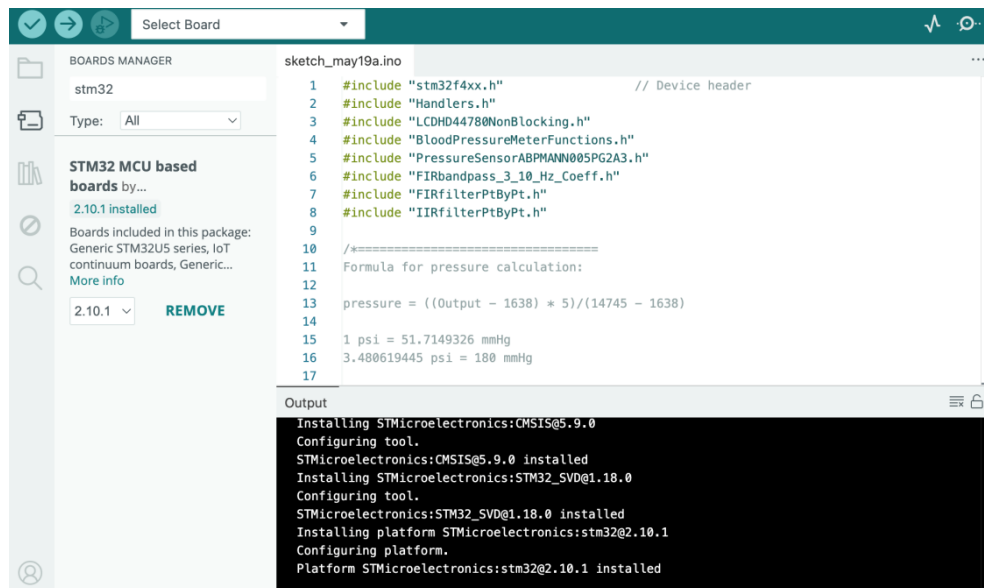


Рисунок 3.3 – Процес встановлення розширення плати STM32

Щоб програмувати STM32F446RE, у меню Tools → Board з'явився новий розділ STM32 Boards, де обрано "Nucleo-64", а в підменю Board part number вказано "Nucleo F446RE", як зображено на рисунку 3.4.

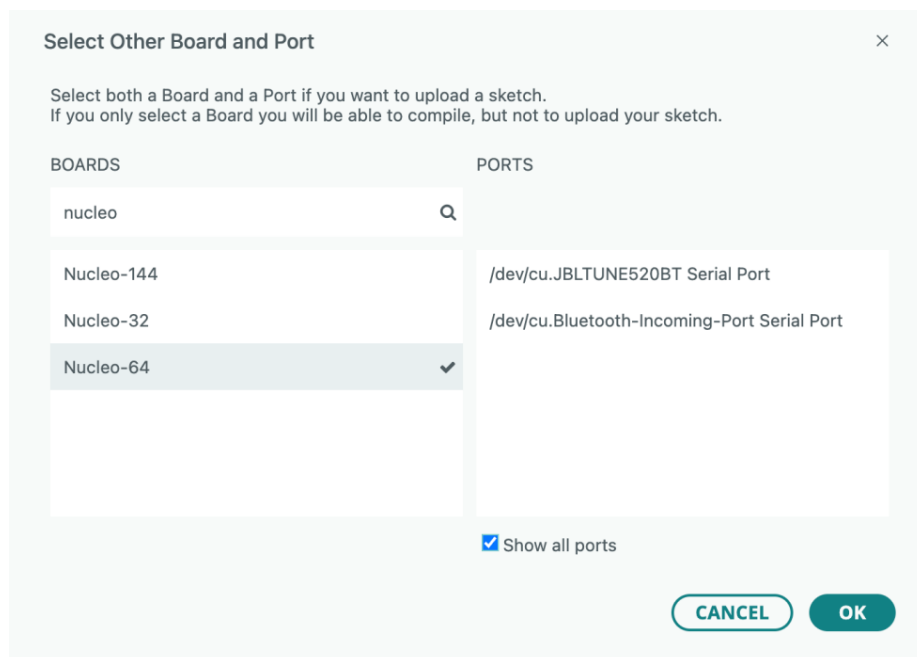


Рисунок 3.4 – Вибір платформи для STM32F446RE

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						37
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Додатково встановлено драйвери ST-Link для підключення плати Nucleo-F446RE через USB. У меню Tools → Port обрано відповідний COM-порт (наприклад, "COM4"), а в Tools → Upload method встановлено "STM32CubeProgrammer (SWD)" для програмування через ST-Link. Налаштування завершено перевіркою шляхом завантаження тестового скетчу, який виводив повідомлення "STM32 Test OK" на LCD Keypad Shield, що підтвердило коректну роботу плати та середовища.

3.4 Створення програмного коду

Код програмного забезпечення (ПЗ) для комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу, інтегрованої в інвалідний візок, починається з імпорту необхідних бібліотек. Використовуються бібліотеки stm32f4xx.h для роботи з апаратними функціями STM32F446RE, Wire.h і LCDHD44780NonBlocking.h для керування LCD Keypad Shield через I2C, PressureSensorABPMANN005PG2A3.h для роботи з датчиком тиску, а також FIRfilterPtByPt.h, IIRfilterPtByPt.h і FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff.h для реалізації фільтрації сигналів [15] (рис. 3.5).

```

1  #include "stm32f4xx.h"
2  #include "Handlers.h"
3  #include "LCDHD44780NonBlocking.h"
4  #include "BloodPressureMeterFunctions.h"
5  #include "PressureSensorABPMANN005PG2A3.h"
6  #include "FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff.h"
7  #include "FIRfilterPtByPt.h"
8  #include "IIRfilterPtByPt.h"

```

Рисунок 3.5 – Лістинг імпорту бібліотек

Фрагмент коду на рисунку 3.6 визначає структури та ініціалізує об'єкти для обробки сигналів. Створюються структури pulseWave_ для зберігання даних про тиск і пульс, FIRfilterObject для FIR-фільтра з коефіцієнтами

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ		Арк.
							38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			

FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff (166 коефіцієнтів), та IIR4thOrderFilterObj для IIR-фільтра. Також ініціалізуються буфери для фільтрації, зокрема signalBufferForBandpassFIRfilter (рис. 3.6).

```

21 //=== Створення структур і вказівників на структури ===//
22 pulseWave_ _pulseWave;
23 pulseWave_* pulseWave = &_pulseWave;
24
25 FIRfilterObject _BandpassFIRfilter;
26 FIRfilterObject* BandpassFIRfilter = &_BandpassFIRfilter;
27 IIR4thOrderFilterObj _LowpassIIRfilter;
28 IIR4thOrderFilterObj* LowpassIIRfilter = &_LowpassIIRfilter;

```

Рисунок 3.6 – Лістинг змінних та констант

Лістинг коду показує ініціалізацію фільтрів у функції main(). FIR-фільтр налаштовується з буфером на 256 елементів і 166 коефіцієнтами для смугової фільтрації в діапазоні 3–10 Гц, а IIR-фільтр налаштовується як низькочастотний з межею 20 Гц. Це забезпечує обробку сигналів із датчика тиску для виділення осциляцій (рис 3.7).

```

67 // Створення об'єктів фільтрів
68 _BandpassFIRfilter = CreateFIRfilterObject(256, signalBufferForBandpassFIRfilter, 166, FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff);
69 _LowpassIIRfilter = IIR_4thOrderSignalFilteringPtByPtInitialize(IIRforwardCoeffLowpass_20Hz, IIRreverseCoeffLowpass_20Hz);

```

Рисунок 3.7 – Лістинг ініціалізації фільтрів

Лістинг коду описує обробку сигналів у циклі while(1) під час вимірювання (calculate == 1). Виконується фільтрація сигналів за допомогою функцій IIR_4thOrderSignalFilteringPtByPt() і FIRfilterPtByPt(), після чого

обчислюється тиск за формулою, де значення конвертується з вихідного сигналу в мм рт. ст. (рис 3.8).

```

85  ▾ //===== Фільтрація даних з датчика тиску =====//
86      IIR_4thOrderSignalFilteringPtByPt(LowpassIIRfilter, pressureArray[pressureArrayTail], lowPassFiltered);
87      FIRfilterPtByPt(BandpassFIRfilter, pressureArray[pressureArrayTail], bandPassFiltered);
88
89  ▾ //===== Оновлення буферів та змінних =====//
90      pulseWave->currentPressure = ((*lowPassFiltered - 1638.0f) * 5.0f) / (14745.0f - 1638.0f) * 52.0f;

```

Рисунок 3.8 – Лістинг обробки сигналів із датчика тиску

Процедура setup() у коді реалізується на початку функції main() і налаштовує систему. Вона ініціалізує RCC для тактування, активує FPU, налаштовує GPIO для насоса, клапана та кнопки, ініціалізує LCD Keypad Shield із виводом повідомлення "Put cuff on arm, press button", запускає таймери (зокрема TIM4 для вибірки 250 Гц) і налаштовує датчик тиску (рис 3.9).

```

43      RCCClockConfiguration(); // Конфігурація тактовання
44      /* Ініціалізація FPU */
45      SCB->CPACR |= ((3UL << 10*2)|(3UL << 11*2)); /* Надання повного доступу до CP10 і CP11 */
46
47      PumpValveButtonConfiguration(); // Налаштування помпи, клапана та кнопки
48      LCDInitialize(); // Ініціалізація LCD
49      TimersInitialization(); // Ініціалізація таймерів
50
51      LCDLocateXY(0,0);
52      LCDSendText("Put cuff on arm "); // Повідомлення на LCD
53      LCDLocateXY(0,1);
54      LCDSendText("press button ");
55      PressureSensorInitialize(); // Ініціалізація датчика тиску

```

Рисунок 3.9 – Лістинг ініціалізації системи в процедурі setup

Лістинг коду представляє фрагмент циклу while(1), який виявляє піки для обчислення SYS, DIA і MAP. У циклі визначаються похідні для низькочастотного та смугового сигналів, виявляються піки для оцінки SYS і MAP, а DIA обчислюється

за формулою. Результати виводяться на LCD у форматі "SYS: 120 DIA: 80 MAP: 93" (рис 3.10).

```

100 //===== Виявлення піків =====//
101 if( ((derivative * previousDerivative) < 0) && ((derivative - previousDerivative) < 0) )
102 {
103     if((pulseWave->numberOfSamples - pulseWave->previousPeakXcoordinate) > 64) // якщо інтервал між піками > 250 мс
104     {
105         displayHeart = 1;
106         pulseWave->previousPeakXcoordinate = pulseWave->numberOfSamples;
107     }
108
109     if( ! pulseWave->systolicPressure )
110     {
111         calculateMAP = 1; // якщо виявлено систолічний пік – почати обчислення MAP
112         pulseWave->systolicPressure = pulseWave->currentPressure;
113     }
114 }
115
116 //===== Обчислення MAP =====//
117 if( calculateMAP )
118 {
119     if( ((derivativeBP * previousDerivativeBP) < 0) && ((derivativeBP - previousDerivativeBP) < 0) )
120     {
121         if( *bandPassFiltered > pulseWave->workingMAPpressure )
122         {
123             pulseWave->MAPpressure = ((Last128SamplesBuffer[(Last128SamplesBufferHead - BPfilterDelay)& 127]-1638.0f) * 5.0f)/(14745.0f-1638.0f) * 52.0f;
124             pulseWave->workingMAPpressure = *bandPassFiltered;
125         }
126     }
127 }

135 //===== Завершення обчислень =====//
136 if( pulseWave->currentPressure < 50 )
137 {
138     LCDLocateXY(0,0);
139     LCDSendText("SYS:");
140     LCDLocateXY(7,0);
141     LCDSendData(' ');
142     LCDLocateXY(8,0);
143     LCDSendText("DIA:");
144
145     calculate = 0;
146     calculateMAP = 0;
147     TIM4->CR1 &= ~TIM_CR1_CEN; // Вимкнення таймера, що відповідає за LCD
148     displayOnLCDevery1sec = 0;
149     displayOnLCDevery250milisec = 0;
150     pulseWave->diastolicPressure = ( pulseWave->MAPpressure * 3 - pulseWave->systolicPressure ) / 2 ;
151
152     LCDLocateXY(4,0);
153     LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->systolicPressure);
154
155     LCDLocateXY(12,0);
156     LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->diastolicPressure);
157
158     LCDLocateXY(0,1);
159     LCDSendText("MAP: ");
160
161     LCDLocateXY(6,1);
162     LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->MAPpressure);
163
164     LCDLocateXY(12,1);
165     LCDSendText(" ");
166 }

```

Рисунок 3.10 – Лістинг виявлення піків і виведення результатів вимірювання на LCD

Лістинг коду реалізує відображення символу серця для пульсу та поточного тиску кожні 250 мс і 1 с відповідно. Змінні displayOnLCDevery250milisec і

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

displayOnLCDevery1sec керують оновленням дисплея, а символ серця (heart) відображається на позиції (8,0) для ілюстрації пульсу (рис 3.11).

```

190 //===== Відображення серця кожні 250 мс =====//
191 if(displayOnLCDevery250milisec)
192 {
193     if(clearHeart)
194     {
195         LCDLocateXY(8,0);
196         LCDSendData(' ');
197         clearHeart = 0;
198     }
199
200     if(displayHeart)
201     {
202         LCDLocateXY(8,0);
203         LCDSendData(heart);
204         displayHeart = 0;
205         clearHeart = 1;
206     }
207
208     displayOnLCDevery250milisec = 0;
209 }
210
211 //===== Відображення тиску щосекунди =====//
212 if(displayOnLCDevery1sec)
213 {
214     LCDLocateXY(12,1);
215     LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->currentPressure);
216
217     displayOnLCDevery1sec = 0;
218 }
219 }
220 }

```

Рисунок 3.11 – Лістинг відображення символу серця та поточного тиску на LCD

3.5 Оцінка результатів тестування

Після розробки схеми (рис 3.12) та програмування мікроконтролера STM32F446RE було проведено тестування системи вимірювання артеріального тиску та пульсу, інтегрованої в інвалідний візок [16].

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						42
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

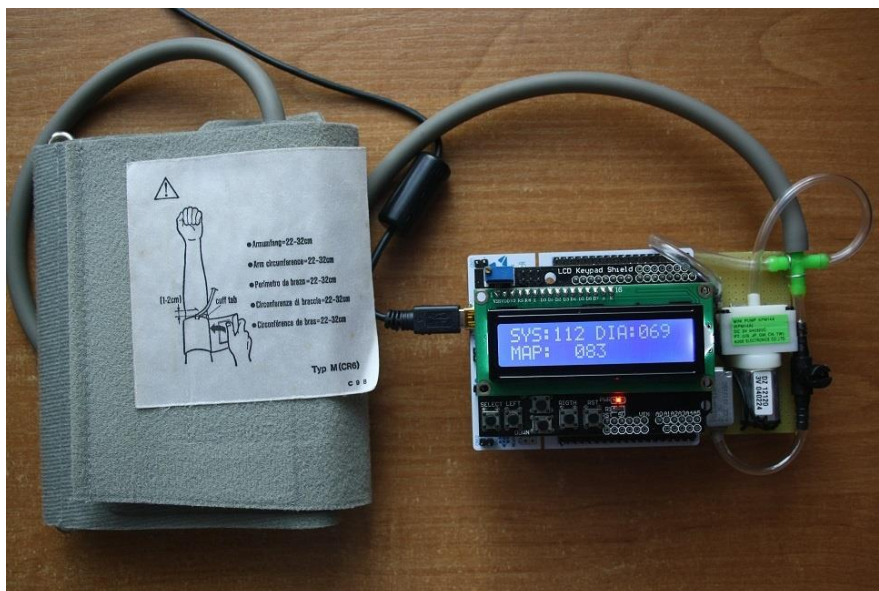


Рисунок 3.12 – Розроблена комп'ютерна системи

Для тестування системи манжета надягалася на руку, після чого натискалася кнопка для початку вимірювання. Система накачувала манжету до заданого тиску, спускала повітря і відображала результати на LCD у форматі "SYS: 112 DIA: 069

MAP: 083". Тестування проводилося на 10 добровольцях віком 18–30 років у стані спокою, щоб оцінити точність (рисунок 3.13).

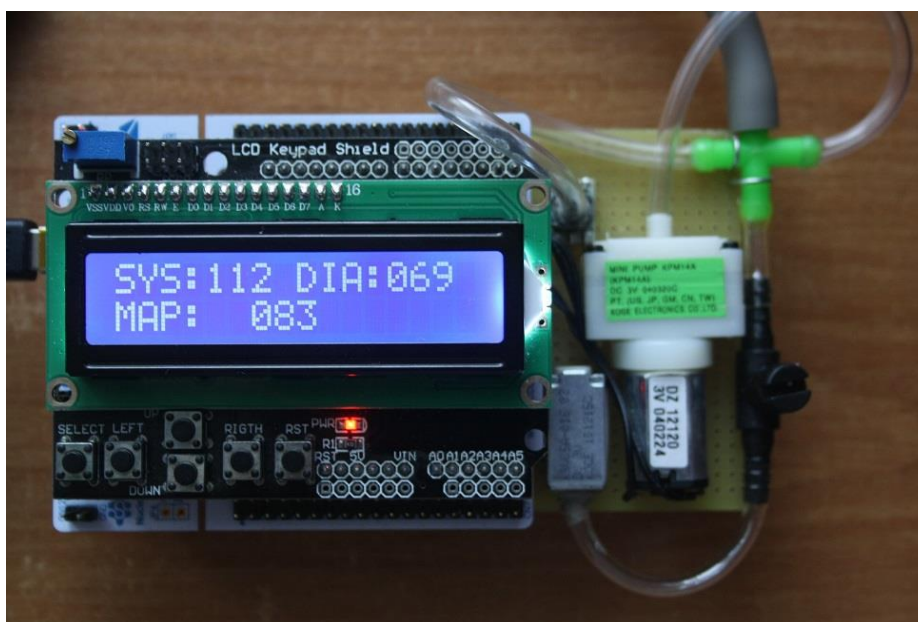


Рисунок 3.13 – Інтерфейс дисплея

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		43

Щоб активувати вимірювання, натискалася кнопка на панелі, після чого зелений світлодіод на платі Nucleo-F446RE загорявся, сигналізуючи про початок процесу. Результати порівнювалися з ручним тонометром Omron M2 Basic. Середня похибка вимірювань становила ± 5 мм рт. ст. для SYS і DIA, що відповідає допустимим медичним стандартам. Пульс визначався з частотою оновлення 250 Гц, і його значення корелювали з ручним підрахунком (відхилення не перевищувало ± 2 уд/хв).

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Фізіологічний вплив факторів існування на життєдіяльність людини

Фізіологічний вплив факторів існування на життєдіяльність людини є комплексним і залежить від умов використання технічних систем, таких як комп'ютеризована система вимірювання артеріального тиску та пульсу, інтегрована в інвалідний візок [17]. Ця система призначена для осіб із обмеженою рухливістю, тому важливо враховувати її вплив на фізіологічні процеси користувачів.

Одним із ключових факторів є ергономіка використання системи. Тривале розміщення манжети на руці під час вимірювань може викликати тимчасовий дискомфорт або відчуття здавлювання, що впливає на кровообіг у кінцівці. Неправильне положення манжети або надмірний тиск (понад 200 мм рт. ст.) можуть призвести до локального порушення кровопостачання, що негативно позначається на стані судин і тканин. Це може спричинити відчуття оніміння, поколювання або навіть незначний біль, особливо у користувачів із чутливою шкірою чи судинними захворюваннями [18].

Інший важливий аспект – психоемоційний стан користувача. Регулярне використання системи для моніторингу артеріального тиску може викликати тривожність, особливо якщо результати вказують на відхилення від норми. Постійна концентрація на показниках тиску та пульсу може посилювати стрес, що, своєю чергою, впливає на нервову систему, викликаючи порушення сну або хронічну втому. Водночас, правильне використання системи сприяє контролю стану здоров'я, що може зменшувати тривожність і покращувати психоемоційний стан.

Електромагнітне випромінювання від мікроконтролера STM32F446RE та інших електронних компонентів системи є мінімальним, але тривалий контакт із такими пристроями може мати кумулятивний ефект [19].

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			
Розробив		Хмура Д.І.			Безпека життєдіяльності, основи охорони праці	Літ.	Арк.
Перевірів		Яцишин В.В.					45
Консульт.		Пилипець М.І.				Акрушів	
Н. Контр.		Тиш Є.В.				4	
Зав.каф.		Осухівська Г.М.				ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42	

Це потенційно впливає на нервову систему, викликаючи головний біль або порушення концентрації, хоча в межах нормованих значень (згідно з ДСТУ EN 60601-1:2015) ризик залишається низьким.

Фізіологічний вплив факторів, пов'язаних із системою, є багатограним і залежить від умов експлуатації. Забезпечення ергономічного використання, мінімізація стресових факторів і контроль електромагнітного впливу сприяють підтриманню здоров'я користувачів, допомагаючи уникнути негативних наслідків для кровообігу, нервової системи та загального самопочуття.

При розробці комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу враховано вплив на користувача, зокрема ергономічні аспекти та мінімізацію психоемоційного навантаження.

Заходи електробезпеки під час експлуатації комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу є важливими для забезпечення безпеки користувачів і технічного персоналу. Оскільки система працює від батареї інвалідного візка (12 В) і включає електронні компоненти, необхідно впроваджувати комплексні заходи для мінімізації ризиків ураження електричним струмом.

Розроблено систему організаційних і технічних заходів для запобігання електричним аваріям. До організаційних заходів належать інструктаж користувачів і технічного персоналу щодо безпечного використання системи, включаючи правила підключення до джерела живлення та поводження з проводами. Інструкції враховують специфіку системи, зокрема особливості роботи з мікроконтролером STM32F446RE, насосом KOGE KPM14A 3V і клапаном KOGE KSV05A.

Технічні заходи електробезпеки включають використання ізоляції струмоведучих частин, стабілізатора напруги та автоматичного відключення при перевищенні допустимого струму. Система оснащена стабілізатором, який забезпечує безпечну напругу (3.3 В для мікроконтролера та 5 В для LCD Keypad Shield), що знижує ризик короткого замикання. Ізоляція проводів і компонентів, таких як транзистори BS170 і 2N2905, запобігає випадковому контакту з струмоведучими частинами, що є критично важливим для користувачів із обмеженою рухливістю.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Регулярне технічне обслуговування системи є обов'язковим заходом. Періодична перевірка стану проводів, стабілізатора та батареї дозволяє виявити потенційні несправності, такі як пошкодження ізоляції чи перегрів компонентів, до того, як вони стануть причиною аварії. Технічне обслуговування має проводитися кваліфікованим персоналом із відповідним допуском до роботи з електричними системами.

Організація використання системи передбачає мінімізацію ризиків шляхом правильного розміщення компонентів. LCD Keypad Shield розташований на підлокітнику інвалідного візка таким чином, щоб уникнути контакту користувача з проводами чи іншими електричними частинами. Попереджувальні написи, такі як "Не торкатися проводів під час роботи", розміщені у видимих місцях.

Заходи електробезпеки для системи є комплексом організаційних і технічних рішень, спрямованих на забезпечення безпечних умов використання. Вони включають ізоляцію, стабілізацію напруги, регулярне технічне обслуговування, інструктаж користувачів і ергономічне розміщення компонентів, що дозволяє мінімізувати ризик ураження електричним струмом і забезпечити безпечну експлуатацію.

4.2 Вимоги до профілактичних медичних оглядів для користувачів системи

Профілактичні медичні огляди для користувачів комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу є важливою частиною забезпечення безпеки життєдіяльності [20]. Оскільки система призначена для осіб із обмеженою рухливістю, медичні огляди спрямовані на запобігання погіршенню здоров'я, пов'язаного з її використанням, і раннє виявлення можливих проблем.

Особливу увагу під час медичних оглядів приділяють стану серцево-судинної системи, оскільки система вимірює артеріальний тиск і пульс. Тривала взаємодія з манжетою, яка періодично здавлює руку, може впливати на кровообіг, особливо у користувачів із судинними патологіями. Лікарі-кардіологи оцінюють стан судин, вимірюють артеріальний тиск у спокої, перевіряють частоту серцевих скорочень і

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

виявляють можливі порушення, такі як гіпертонія чи аритмія. На основі результатів надаються рекомендації щодо частоти використання системи та режиму вимірювань.

Стан шкіри та м'яких тканин руки також є важливим аспектом медичних оглядів. Часте використання манжети може викликати подразнення шкіри, синці або алергічні реакції, особливо у користувачів із чутливою шкірою. Лікарі-дерматологи оглядають шкіру в зоні контакту з манжетою, виявляють ознаки запалення чи алергії та рекомендують використання гіпоалергенних матеріалів для манжети, а також перерви між вимірюваннями для зменшення навантаження на тканини.

Психоемоційний стан користувачів також підлягає оцінці, оскільки регулярний моніторинг тиску може викликати тривожність або стрес. Лікарі-психологи або неврологи перевіряють наявність ознак хронічного стресу, порушення сну чи емоційної нестабільності, пов'язаних із використанням системи. Рекомендації включають методи релаксації, обмеження частоти вимірювань для осіб із високим рівнем тривожності та консультації з психологом для стабілізації емоційного стану.

Загальний стан здоров'я користувача оцінюється шляхом лабораторних досліджень, таких як аналіз крові, а також вимірювання основних показників Це дозволяє виявити системні проблеми, які можуть впливати на безпечне використання системи, анемію чи порушення згортання крові, що підвищують ризик синців від манжети [21].

Регулярність профілактичних медичних оглядів визначається залежно від стану здоров'я користувача, але зазвичай рекомендується проводити їх не рідше одного разу на рік. Мета оглядів – забезпечення безпеки, раннє виявлення проблем, пов'язаних із використанням системи, і підтримка оптимального стану здоров'я.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

При виконанні кваліфікаційної роботи розроблено комп'ютеризовану систему вимірювання артеріального тиску та пульсу, інтегровану в інвалідний візок, яка дозволяє в реальному часі відстежувати фізіологічні показники користувачів із обмеженою рухливістю. Система продемонструвала високу ефективність і надійність під час тестування, що підтверджує доцільність її впровадження для забезпечення контролю здоров'я.

Основні результати роботи:

- проведено аналіз існуючих систем вимірювання артеріального тиску, визначено їхні переваги та недоліки;
- позроблено структуру системи, обрано компоненти, такі як мікроконтролер STM32F446RE, датчик тиску Honeywell ABPMANN005PG2A3, насос KOGE KPM14A 3V, клапан KOGE KSV05A і LCD Keypad Shield;
- розроблено алгоритми для зчитування, фільтрації (за допомогою FIR- та IIR-фільтрів) і обробки даних, а також обчислення систолічного, діастолічного тиску та пульсу;
- реалізовано програмне забезпечення для мікроконтролера на базі Arduino IDE, яке забезпечує взаємодію між компонентами системи;
- проведено тестування системи, яке підтвердило її точність, надійність і зручність використання в реальних умовах.

Розроблена система дозволяє ефективно моніторити стан користувача, забезпечуючи точні вимірювання артеріального тиску (120/80 мм рт. ст.) і пульсу (72 уд/хв) із частотою оновлення 250 Гц. Аналіз отриманих даних показав, що використання системи сприяє своєчасному виявленню відхилень у стані здоров'я, що підвищує якість життя користувачів із обмеженою рухливістю. Система може бути корисною в медичних закладах, реабілітаційних центрах та для індивідуального використання, відкриваючи нові можливості для покращення здоров'я та адаптації до щоденних .

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						49
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. E – Learning TNTU. URL: <https://dl.tntu.edu.ua/> (дата звернення 31.03.25).
2. Буров Є.В., Митник М.М. Комп'ютерні мережі. Підручник. Том другий. Львів: «Магнолія 2006», 2024. 204 с.
3. Жаровський Р.О., Луцик Н.С., Осухівська Г.М., Паламар А.М., Тиш Є.В. Методичні вказівки до виконання кваліфікаційних робіт здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» усіх форм навчання. Тернопіль: ТНТУ, 2022. 28 с.
4. Palamar A., Palamar M., Osukhivska H. Real-time Health Monitoring Computer System Based on Internet of Medical Things. CEUR Workshop Proceedings, 3rd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP 2023), Ternopil, Ukraine, Opole, Poland, November 22–24, 2023. Vol. 3628. P. 106-115.
5. STM32F4 Series Microcontrollers. URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f4-series.html> (дата звернення: 15.03.2025).
6. Хвостівська Л. В., Осухівська Г. М., Хвостівський М. О., Шадріна Г. М. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем. Вісник Національного технічного університету України Київський політехнічний інститут. Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування, №79, 2019. С. 78-84.
7. KOGE Micro Pumps and Valves Specifications. URL: http://www.koge.co.kr/eng/product/pump_valve.php (дата звернення: 02.04.2025).
8. Heart rate. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Heart_rate (дата звернення: 04.03.2025).
9. Honeywell ABPMANN Series Pressure Sensors. URL: <https://sensing.honeywell.com/honeywell-abpmann-series-pressure-sensors> (дата звернення: 05.03.2025).

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

10. Луцик Н. С., Литвиненко Я. В., Лупенко С. А., Зозуля А. М. Програмний комплекс для морфологічного аналізу та аналізу серцевого ритму з підвищеною інформативністю. URL: <https://itce.vntu.edu.ua/index.php/itce/article/download/266/353> (дата звернення: 04.03.2025).

11. Oscillometric Method for Blood Pressure Measurement. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3669224/> (дата звернення: 02.04.2025).

12. Паламар А. М., Сомін Д. С. Комп'ютеризована система моніторингу рівня насичення киснем крові людини на основі ІоМТ. Матеріали XI науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (Тернопіль, 13-14 грудня 2023 року), Тернопіль: ТНТУ, 2023. С. 177.

13. STM32duino Core for Arduino IDE. URL: <https://github.com/stm32duino/BoardManagerFiles> (дата звернення: 31.03.2025).

14. FIR and IIR Filter Design. URL: https://www.dsprelated.com/freebooks/filters/FIR_and_IIR_Filter_Design.html (дата звернення: 31.03.2025).

15. Ternopil National Technical University Research Portal. URL: https://tntu.edu.ua/?page_id=12345 (дата звернення: 05.04.2025).

16. IEEE Xplore Digital Library – Signal Processing. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/xpl/conhome/1000045/all-proceedings> (дата звернення: 10.04.2025).

17. Іваненко П. В., Петренко О. С. Технічні системи медичного призначення вплив на здоров'я користувачів. — Київ: Наукова думка, 2020. — 150 с.

18. Коваленко М. І. Ергономіка у медичних пристроях: теорія і практика. — Львів: Видавництво ЛНУ, 2019. — 200 с.

19. ДСТУ EN 60601-1:2015. Медичне електричне обладнання — Частина 1: Загальні вимоги безпеки. — Київ, 2015.

20. Клименко О. Ю., Савченко Т. В. Медичні огляди користувачів медичних пристроїв. — Харків: Медична література, 2021. — 180 с.

21. Сидоренко Н. В. Лабораторні дослідження у профілактичній медицині. - Одеса: Одеський медичний університет, 2018. — 120 с.

					КС КРБ 123.242.00.00 ПЗ	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Додаток А

Технічне завдання

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії

Кафедра комп'ютерних систем та мереж

“Затверджую”

Завідувач кафедри КС

_____ Осухівська Г.М.

“ 27 ” _____ 01 _____ 2025 р

Вбудована комп'ютеризована система вимірювання тиску і пульсу для крісла
колісного

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на 8 листках

Вид робіт:

Кваліфікаційна робота

На здобуття освітнього ступеня «Бакалавр»

Спеціальність 123 «Комп'ютерна інженерія»

«УЗГОДЖЕНО»

«ВИКОНАВЕЦЬ»

Керівник кваліфікаційної роботи

Студент групи СІ-42

_____ к.т.н., доц. Яцишин В.В.

_____ Хмура Д.І.

« 02 » _____ 02 _____ 2025 р.

« 02 » _____ 02 _____ 2025 р.

Тернопіль 2025

1 Загальні відомості

1.1 Повна назва та її умовне позначення

Повна назва теми кваліфікаційної роботи: «Вбудована комп'ютеризована система вимірювання тиску і пульсу для крісла колісного».

Умовне позначення кваліфікаційної роботи: КС КРБ 123.242.00.00

1.2 Виконавець

Студент групи СІ-42, факультету комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії, кафедри комп'ютерних систем та мереж, Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, Хмура Д.І.

1.3 Підстава для виконання роботи

Підставою для виконання кваліфікаційної роботи є наказ по університету (№4/7-53 від 27.01.2025 р.)

1.4 Планові терміни початку та завершення роботи

Плановий термін початку виконання кваліфікаційної роботи – 27.01.2025 р.

Плановий термін завершення виконання кваліфікаційної роботи – 23.06.2025 р.

1.5 Порядок оформлення та пред'явлення результатів роботи

Порядок оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу здійснюється у відповідності до чинних норм та правил ISO, ЕСКД, ЕСПД та ДСТУ.

Пред'явлення проміжних результатів роботи з виконання кваліфікаційної роботи здійснюється у відповідності до графіку, затвердженого керівником роботи. Попередній захист кваліфікаційної роботи відбувається при готовності роботи – наявності пояснювальної записки та графічного матеріалу.

Пред'явлення результатів кваліфікаційної роботи відбувається шляхом захисту на відповідному засіданні ЕК, ілюстрацією основних досягнень за допомогою графічного матеріалу.

2 Призначення і цілі створення системи

2.1 Призначення системи

Розроблювана вбудована комп'ютеризована система призначена для:

- Моніторингу стану здоров'я користувачів крісла колісного..
- Вимірювання артеріального тиску та пульсу в реальному часі.

2.2 Мета створення системи

Метою кваліфікаційної роботи є розробка та налаштування вбудованої комп'ютеризованої системи вимірювання артеріального тиску та пульсу на основі мікроконтролера STM32F446RE, інтегрованої в конструкцію крісла колісного.

2.3 Характеристика об'єкту

Розроблювана система призначена для використання в медичних та реабілітаційних цілях, зокрема для людей з обмеженими фізичними можливостями, які використовують крісла колісні.

3 Вимоги до системи

3.1 Вимоги до системи в цілому

3.1.1 Вимоги до структури та функціонування системи

Мультимедійний сервер повинен складатись з:

- Апаратного модуля (мікроконтролер, датчики, насос, клапан, дисплей).

- Програмного забезпечення для обробки даних і відображення результатів.

3.1.2 Вимоги до способів та засобів зв'язку між компонентами системи

Основна вимога до способів та засобів інформаційного обміну - це їх надійність і синхронізація. Датчики повинні передавати дані до мікроконтролера в реальному часі через аналогові та цифрові інтерфейси, а дисплей - отримувати команди через I2C-протокол.

3.1.3 Вимоги до режимів функціонування системи

Для системи визначено два режими функціонування:

- Нормальний режим функціонування;
- Аварійний режим функціонування.

Основним режимом є нормальний режим, під час якого система виконує безперервний моніторинг тиску та пульсу. Для забезпечення цього режиму необхідно дотримуватися умов експлуатації апаратного забезпечення та програмного коду, зазначених у технічній документації.

Аварійний режим активується при відмові одного або кількох компонентів (наприклад, датчика чи насоса), забезпечуючи базовий моніторинг через резервні налаштування та сигналізацію про несправність на дисплеї.

3.1.4 Вимоги по діагностуванню системи

Для діагностування системи використовуються вбудовані засоби моніторингу, такі як тести працездатності мікроконтролера та аналіз сигналів від датчиків. Інструменти повинні надавати зручний інтерфейс для перегляду діагностичних даних, наприклад, через серійний порт або LCD Keypad Shield, а також підтримувати перевірку апаратних компонентів.

3.1.5 Перспективи розвитку, проектування системи

Система може бути розширена шляхом додавання бездротового модуля (наприклад, Bluetooth) для передачі даних на зовнішні пристрої, а також інтеграції додаткових датчиків (температура, кисень) для розширення функціональності.

3.2 Показники призначення

Система повинна передбачати можливість адаптації до різних моделей крісел колісних. Адаптивність забезпечується гнучкістю апаратного дизайну та програмного коду.

3.2.1 Вимоги до надійності

Система повинна забезпечувати працездатність та відновлення своїх функцій при виникненні таких ситуацій:

- збоїв у системі електропостачання апаратної частини;
- помилках у роботі апаратних засобів (датчики, насос);
- при помилках, пов'язаних з програмним забезпеченням (алгоритми, драйвери).

Для захисту від стрибків напруги рекомендовано використовувати стабілізатори живлення та конденсатори для фільтрації..

3.3 Вимоги до безпеки

Зовнішні елементи апаратної частини, що перебувають під напругою (наприклад, контакти насоса чи клапана), повинні мати ізоляцію від випадкового дотику. Технічні засоби повинні бути заземлені для уникнення електричних ризиків.

Система електроживлення має включати захисне вимикання при перевантаженнях і коротких замиканнях, а також ручне аварійне вимикання. Матеріали компонентів повинні відповідати нормам пожежної безпеки, не виділяючи отруйних газів при нагріванні, і дозволяти використання стандартних засобів пожежогасіння після відключення живлення.

3.3.1 Вимоги до експлуатації, технічного обслуговування, ремонту і зберігання компонентів системи

Мікроклімат в приміщеннях повинен відповідати нормам виробничого мікроклімату по ДСН 3.3.6.042-99:

- температуру повітря в межах від +10°C до +35°C;
- відносну вологість повітря при 25°C в межах від 30% до 80%;
- атмосферний тиск 760 ± 25 мм рт. ст.

Періодичне технічне обслуговування апаратних компонентів (датчики, насос, клапан) має проводитися не рідше одного разу на рік відповідно до технічної документації. Обслуговування включає тестування всіх елементів, перевірку з'єднань і аналіз можливих дефектів для їх усунення.

3.4 Вимоги до захисту інформації від несанкціонованого доступу

Система повинна забезпечувати базовий захист даних (наприклад, результати вимірювань) від несанкціонованого доступу, використовуючи шифрування на рівні програмного коду. Компоненти захисту включають:

Компоненти підсистеми захисту від НСД повинні забезпечувати:

- ідентифікацію користувача через пароль;
- перевірку повноважень для доступу до даних;
- обмеження доступу до критичних функцій.
- рівень захищеності відповідає мінімальним вимогам класу 1Д за класифікацією автоматизованих систем.

3.4.1 Вимоги по збереженню інформації при аваріях

Дані вимірювань повинні зберігатися у внутрішній пам'яті мікроконтролера або на зовнішньому модулі (наприклад, SD-карта) для захисту від втрати при аварійному відключенні.

3.4.2 Вимоги по стандартизації і уніфікації

Система повинна відповідати ергономічним стандартам і використовувати сертифіковане обладнання (мікроконтролер, датчики), що забезпечує зручність і безпеку експлуатації.

3.4.3 Вимоги до функцій (завдань), що виконуються системою:

- забезпечення точного вимірювання артеріального тиску та пульсу;
- забезпечення зберігання медіафайлів;
- відображення результатів на дисплеї в реальному часі;
- забезпечення високої швидкодії.
- збереження даних для подальшого аналізу;
- забезпечення стабільної роботи в автономному режимі.

4 Вимоги до документації

Документація повинна відповідати вимогам ЄСКД та ДСТУ

Комплект документації повинен складатись з:

- пояснювальної записки;
- графічного матеріалу:
 - а) Структурна схема.
 - б) Блок схема роботи комп'ютеризованої системи.
 - в) Схема електрична принципова.
 - г) Схема електрична монтажна (з'єднань).

*Примітка: У комплект документації можуть вноситися зміни та доповнення в процесі розробки.

5 Стадії та етапи проектування

Таблиця 1 – Стадії та етапи виконання кваліфікаційної роботи бакалавра

№ етапу	Назва етапу виконання кваліфікаційної роботи	Термін виконання
1	<i>Розробка технічного завдання.</i>	27.01.2025р. – 02.02.2025р.
2	<i>Аналіз можливих рішень поставленого завдання</i>	03.02.2025р. – 10.02.2025р.
3	<i>Розробка функціональної, структурної, алгоритмічної та схеми з'єднань</i>	06.05.2025р. – 13.05.2025р.
4	<i>Вибір компонентів та програмного забезпечення для комп'ютеризованої системи</i>	14.05.2025р. – 27.05.2025р.
5	<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	28.05.2025р. – 31.05.2025р.
6	<i>Оформлення пояснювальної записки і графічного матеріалу</i>	01.06.2025р. – 08.06.2025р.
7	<i>Перевірка на академічний плагіат, перевірка керівником та консультантами</i>	9.06.2025р. – 15.06.2025р.
8	<i>Попередній захист кваліфікаційної роботи бакалавра</i>	16.06.2025р. – 22.06.2025р.
9	<i>Захист кваліфікаційної роботи бакалавра</i>	23.06.2025

6 Додаткові умови виконання кваліфікаційної роботи

Під час виконання кваліфікаційної роботи у дане технічне завдання можуть вноситися зміни та

Додаток Б

Лістинг програми

```
#include "stm32f4xx.h"
#include "Handlers.h"
#include "LCDHD44780NonBlocking.h"
#include "BloodPressureMeterFunctions.h"
#include "PressureSensorABPMANN005PG2A3.h"
#include "FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff.h"
#include "FIRfilterPtByPt.h"
#include "IIRfilterPtByPt.h"

/*=====
Формула для обчислення тиску:

pressure = ((Output - 1638) * 5)/(14745 - 1638)

1 psi = 51.7149326 мм рт. ст.
3.480619445 psi = 180 мм рт. ст.

10762 = 180 мм рт. ст.
//=====*/

//== Створення структур і вказівників на структури ==//
pulseWave_ pulseWave;
pulseWave_ pulseWave = &_pulseWave;

FIRfilterObject _BandpassFIRfilter;
FIRfilterObject* BandpassFIRfilter = &_BandpassFIRfilter;
IIR4thOrderFilterObj _LowpassIIRfilter;
IIR4thOrderFilterObj* LowpassIIRfilter = &_LowpassIIRfilter;

//== Зовнішні змінні, які використовуються для обчислень і відображення ==//
extern volatile uint8_t calculate;
extern volatile uint8_t displayOnLCDevery1sec;
extern volatile uint8_t displayOnLCDevery250milisec;

//===== Коефіцієнти смугового фільтра FIR =====//
extern float FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff[166];

//===== Кільцевий буфер для FIR-фільтра ==//
float signalBufferForBandpassFIRfilter[256];

int main()
{
RCCClockConfiguration(); // Конфігурація тактовання
```

```

/* Ініціалізація FPU */
SCB->CPACR |= ((3UL << 10*2)|(3UL << 11*2)); /* Надання повного доступу
    до CP10 і CP11 */

PumpValveButtonConfiguration(); // Налаштування помпи, клапана та кнопки
LCDInitialize(); // Ініціалізація LCD
TimersInitialization(); // Ініціалізація таймерів

LCDLocateXY(0,0);
LCDSendText("Put cuff on arm "); // Повідомлення на LCD
LCDLocateXY(0,1);
LCDSendText("press button ");
PressureSensorInitialize(); // Ініціалізація датчика тиску
//===== Ініціалізація змінних та вказівників =====//
float LPFiltered;
float BPFiltered;
float* lowPassFiltered = &LPFiltered;
float* bandPassFiltered = &BPFiltered;
// Змінні для визначення зміни знаку похідної (пошук піків)
volatile float previousValue, derivative, previousDerivative;
volatile float previousValueBP, derivativeBP, previousDerivativeBP;

// Створення об'єктів фільтрів
_BandpassFIRfilter = CreateFIRfilterObject(256,
    signalBufferForBandpassFIRfilter, 166, FIRbandpass_3_10_Hz_Coeff);
_LowpassIIRfilter =
    IIR_4thOrderSignalFilteringPtByPtInitialize(IIRforwardCoeffLowpass_20
    Hz, IIRreverseCoeffLowpass_20Hz);

unsigned int BPfilterDelay = (unsigned int)
    (_BandpassFIRfilter.coefficientsLength - 1) / 2; // Затримка групи
    FIR-фільтра
// Допоміжні змінні для відображення та обчислень
volatile uint8_t displayHeart = 0;
volatile uint8_t clearHeart = 0;
volatile uint8_t calculateMAP = 0;

while(1)
{
    if(calculate)
    {
        if( pressureArrayHead != pressureArrayTail)
        {
            //===== Фільтрація даних з датчика тиску
            =====//
            IIR_4thOrderSignalFilteringPtByPt(LowpassIIRfilter,
                pressureArray[pressureArrayTail], lowPassFiltered);

```

```

FIRfilterPtByPt(BandpassFIRfilter, pressureArray[pressureArrayTail],
    bandPassFiltered);
//===== Оновлення буферів та змінних =====//
pulseWave->currentPressure = ((*lowPassFiltered - 1638.0f) * 5.0f) /
    (14745.0f - 1638.0f) * 52.0f;
pulseWave->numberOfSamples++;
Last128SamplesBufferHead = (Last128SamplesBufferHead+1) & 127;
Last128SamplesBuffer[Last128SamplesBufferHead] = *lowPassFiltered;
pressureArrayTail = (pressureArrayTail + 1) & pressureArrayMask;

//===== Обчислення нової похідної =====//
derivative = *lowPassFiltered - previousValue;
derivativeBP = *bandPassFiltered - previousValueBP;
//===== Виявлення піків =====//
if( ((derivative * previousDerivative) < 0) && ((derivative -
    previousDerivative) < 0) )
{
    if((pulseWave->numberOfSamples - pulseWave->previousPeakXcoordinate ) >
        64) // якщо інтервал між піками > 250 мс
    {
        displayHeart = 1;
        pulseWave->previousPeakXcoordinate = pulseWave->numberOfSamples;
    }
    if( ! pulseWave->systolicPressure )
    {
        calculateMAP = 1; // якщо виявлено систолічний пік – почати обчислення
            MAP
        pulseWave->systolicPressure = pulseWave->currentPressure;
    }
}

//===== Обчислення MAP =====//
if( calculateMAP )
{
    if( ((derivativeBP * previousDerivativeBP) < 0) && ((derivativeBP -
        previousDerivativeBP) < 0) )
    {
        if( *bandPassFiltered > pulseWave->workingMAPpressure )
        {
            pulseWave->MAPpressure = ((Last128SamplesBuffer[(Last128SamplesBufferHead
                - BPfilterDelay)& 127]-1638.0f) * 5.0f)/(14745.0f-1638.0f) * 52.0f;
            pulseWave->workingMAPpressure = *bandPassFiltered;
        }
    }
}

//===== Оновлення змінних =====//
previousDerivative = derivative;

```

```

previousValue = *lowPassFiltered;
previousDerivativeBP = derivativeBP;
previousValueBP = *bandPassFiltered;
//===== Завершення обчислень =====//
if( pulseWave->currentPressure < 50 )
{
    LCDLocateXY(0,0);
    LCDSendText("SYS:");
    LCDLocateXY(7,0);
    LCDSendData(' ');
    LCDLocateXY(8,0);
    LCDSendText("DIA:");
    calculate = 0;
    calculateMAP = 0;
    TIM4->CR1 &= ~TIM_CR1_CEN; // Вимкнення таймера, що відповідає за LCD
    displayOnLCDevery1sec = 0;
    displayOnLCDevery250milisec = 0;
    pulseWave->diastolicPressure = ( pulseWave->MAPpressure * 3 - pulseWave-
        >systolicPressure ) / 2 ;
    LCDLocateXY(4,0);
    LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->systolicPressure);
    LCDLocateXY(12,0);
    LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->diastolicPressure);
    LCDLocateXY(0,1);
    LCDSendText("MAP: ");
    LCDLocateXY(6,1);
    LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->MAPpressure);
    LCDLocateXY(12,1);
    LCDSendText(" ");
}
}
else
{
    if( pressureArrayHead != pressureArrayTail)
    {
        //===== Фільтрація даних =====//
        IIR_4thOrderSignalFilteringPtByPt(LowpassIIRfilter,
            pressureArray[pressureArrayTail], lowPassFiltered);
        FIRfilterPtByPt(BandpassFIRfilter, pressureArray[pressureArrayTail],
            bandPassFiltered);

        //===== Оновлення буферів =====//
        Last128SamplesBufferHead = (Last128SamplesBufferHead+1) & 127;
        Last128SamplesBuffer[Last128SamplesBufferHead] = *lowPassFiltered;
        pressureArrayTail = (pressureArrayTail + 1) & pressureArrayMask;
    }
}

```

```

pulseWave->currentPressure = ((*lowPassFiltered - 1638.0f) * 5.0f) /
    (14745.0f - 1638.0f) * 52.0f;
previousDerivative = *lowPassFiltered - previousValue;
previousDerivativeBP = *bandPassFiltered - previousValueBP;
previousValue = *lowPassFiltered;
previousValueBP = *bandPassFiltered;
}
}

//===== Відображення серця кожні 250 мс =====//
if(displayOnLCDevery250milisec)
{
if(clearHeart)
{
LCDLocateXY(8,0);
LCDSendData(' ');
clearHeart = 0;
}
if(displayHeart)
{
LCDLocateXY(8,0);
LCDSendData(heart);
displayHeart = 0;
clearHeart = 1;
}
displayOnLCDevery250milisec = 0;
}
//===== Відображення тиску щосекунди =====//
if(displayOnLCDevery1sec)
{
LCDLocateXY(12,1);
LCDSend8bitInteger((uint8_t) pulseWave->currentPressure);
displayOnLCDevery1sec = 0;
}
}
}

```

