

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського  
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій  
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і  
технологій

## Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Підсистема контролю теплового режиму потужних імплантованих  
протезів»

ХАІ.502.564М.23О.163.1605008 ПЗ

Виконав: студент 6 курсу групи № 564М  
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія  
Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
Освітня програма «Біомедична  
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напрямку підготовки)

Вусенко Р. В.

(прізвище й ініціали здобувача)

Керівник: Олійник В. П.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: Косуліна Н. Г.

(прізвище й ініціали)

Харків – 2024

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського**  
**«Харківський авіаційний інститут»**

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій  
(повне найменування)  
 Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій  
(повне найменування)  
 Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
 Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія  
 Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
(код та найменування)  
 Освітня програма «Біомедична інформатика та радіоелектроніка»  
(найменування)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**  
**Завідувачка кафедри**

О. В. Висоцька  
(ініціали та прізвище)  
(підпис)  
 «10» жовтня 2023 р.

**З А В Д А Н Н Я**  
**НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА**

Вусенко Роман Володимирович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Підсистема контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів

керівник роботи Олійник Володимир Петрович, к. т. н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом Університету № 1873а - уч від «10» жовтня 2023 року.

2. Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 22.01.2024.

3. Вихідні дані до роботи: об'єкт контролю – потужний імплантат в організмі людини, температурні границі теплового контролю – 25-50 °С, роздільна здатність вимірювання – 0,01 °С, максимальна кількість точок контролю – 10.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):

4.1. Аналітичний огляд методів і технічних засобів вимірювання температури імплантату та оточуючих біотканин.

4.2. Розроблення структури підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів.

4.3. Технічні рішення побудови елементів підсистеми вимірювання температури імплантованих пристроїв.

4.4. Аналіз ефективності запропонованих технічних рішень.

5. Перелік графічного матеріалу (додатки):

5.1 Структура методів та засобів вимірювання внутрішньої температури організму людини (плакат, арк. А4).

5.2 Вимірювальні датчики температури та їх характеристики (плакат, арк. А4).

5.3 Структура підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів (плакат, арк. А4).

5.4 Схема електрична принципова блоку вимірювання температури протеза (креслення, арк. А4).

5.5 Приклад розташування датчиків температурного контролю імплантату (плакат, арк. А4).

## 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	Олійник В. П., професор	10.10.2023	15.01.2024

Нормоконтроль \_\_\_\_\_ В. М. Олійник «19» січня 2024 р.  
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «10» жовтня 2023 р.

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	10.10.2023	
2	Аналітичний огляд методів і технічних засобів вимірювання температури імплантату та оточуючих біотканин.	11.10.2023 – 06.11.2023	
3	Розроблення структури підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів.	07.11.2023 – 01.12.2023	
4	Технічні рішення побудови елементів підсистеми вимірювання температури імплантованих пристроїв.	02.12.2023 – 18.12.2023	
5	Аналіз ефективності запропонованих технічних рішень.	19.12.2023 – 26.12.2023	
6	Оформлення пояснювальної записки	27.12.2023 – 21.01.2024	
7	Попередній захист роботи та усунення зауважень.	22.01.2024 – 23.01.2024	
8	Захист кваліфікаційної роботи.	24.01.2024	

**Здобувач вищої освіти**

\_\_\_\_\_ Р. В. Вусенко  
(підпис) (ініціали та прізвище)

**Керівник кваліфікаційної роботи**

\_\_\_\_\_ В. П. Олійник  
(підпис) (ініціали та прізвище)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 88 с., 24 рис., 14 табл., 9 додатків, 42 джерела.

ДАТЧИК ТЕМПЕРАТУРИ, ІМПЛАНТАТИ, ПІДСИСТЕМА КОНТРОЛЮ, ПОТУЖНІ ПРОТЕЗИ, ТЕПЛОВИЙ РЕЖИМ

Об'єкт дослідження – процес виникнення додаткового теплового навантаження на організм людини, внаслідок роботи імплантованого протезу та допоміжних елементів живлення.

Мета роботи – забезпечення довготривалого функціонування потужних імплантованих протезів з бездротовим електроживленням.

Методи дослідження – аналітичний аналіз, розрахункове моделювання, порівняльне оцінювання.

В роботі проведено аналіз методів та засобів вимірювання температури імплантатів в живих організмах: радіометричний, акустотермометричний та метод вимірювання температури за допомогою радіокапсули. Здійснено розрахункову оцінку температури за обраними тепловими моделями об'єктів. Обґрунтовано вибір датчиків та їх метрологічних показників. Розроблена структура підсистеми вимірювання температурних показників імплантованого протезу та елементів системи його живлення. Побудований алгоритм роботи.

Запропоноване технічне рішення дозволяє розробити макет підсистеми та провести перевірочні експериментальні дослідження теплового режиму імплантату.

## ABSTRACT

Explanatory note to the qualification work of the master: 88 pages, 24 figures, 14 tables, 9 appendices, 42 sources.

TEMPERATURE SENSOR, IMPLANTS, CONTROL SUBSYSTEM, POWERFUL DENTURES, THERMAL MODE

The object of the research is the process of the occurrence of additional heat load on the human body, as a result of the operation of the implanted prosthesis and auxiliary power elements.

The purpose of the work is to ensure the long-term functioning of powerful implantable prostheses with wireless power supply.

Research methods – analytical analysis, computational modeling, comparative evaluation.

The paper analyzes the methods and means of measuring the temperature of implants in living organisms: radiometric, acoustothermometric, and the method of measuring temperature using a radiocapsule. A calculated assessment of the temperature was carried out according to the selected thermal models of the objects. The choice of sensors and their metrological indicators is substantiated. The structure of the subsystem for measuring the temperature indicators of the implanted prosthesis and elements of its power supply system has been developed. The work algorithm is built.

The proposed technical solution makes it possible to develop a layout of the subsystem and conduct verification experimental studies of the thermal regime of the implant.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
<b>1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ІМПЛАНТАТІВ В ЖИВИХ ОРГАНІЗМАХ .....</b>	<b>11</b>
1.1 Акустотермометричний метод вимірювання внутрішньої температури тіла людини.....	11
1.2 Метод магнітно-резонансної томографії .....	15
1.3 Метод НВЧ-радіотермометрії .....	16
1.4 Метод вимірювання внутрішньої температури за допомогою радіокапсули .....	19
<b>2 РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРИ ПІДСИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ТЕПЛОВОГО РЕЖИМУ ПОТУЖНИХ ІМПЛАНТОВАНИХ ПРОТЕЗІВ .....</b>	<b>21</b>
2.1 Розрахункове оцінювання впливу енерговтрат імплантату на тепловий стан організму людини .....	21
2.2 Необхідні точнісні характеристики сенсорів температури.....	30
2.3 Цифровий датчик виміру температури - DS18B20.....	31
2.4 Вплив саморозігріву DS18B20 на точність вимірів.....	38
2.5 Мікроконтролер підсистеми температурного контролю STM32F051K8T6	46
2.6 Структура та схемотехнічні рішення підсистеми вимірювання температурних показників імплантованих пристроїв .....	48
2.6.1 Підключення з стандартним режимом живлення .....	50
2.6.2 Підключення із модифікованим режимом живлення .....	51
<b>3 ТЕХНІЧНІ РІШЕННЯ ПОБУДОВИ ЕЛЕМЕНТІВ ПІДСИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ІМПЛАНТОВАНИХ ПРИСТРОЇВ .....</b>	<b>52</b>

3.1	Схема електрична принципова підключення датчиків DS18B20 до STM32F051K8T6 .....	52
3.2	Алгоритм роботи підсистеми моніторингу температури.....	54
3.3	Програмний код для роботи мікроконтролер-термодатчик.....	56
4	АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАПРОПОНОВАНИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ...	56
4.1	Опис підсистеми .....	56
4.2	Розрахунок собівартості і ціни виробу .....	56
4.3	Розрахунок витрат і ціни розробки проекту .....	61
4.4	Висновки по маркетинговому дослідженню .....	65
	ВИСНОВКИ.....	66
	ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	67
	ДОДАТОК А Структура методів та засобів вимірювання внутрішньої температури організму людини .....	73
	ДОДАТОК Б Вимірювальні датчики температури та їх характеристики.....	74
	ДОДАТОК В Структура підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів .....	76
	ДОДАТОК Г Схема електрична принципова блоку вимірювання температури протеза .....	77
	ДОДАТОК І Приклад розташування датчиків температурного контролю імплантату .....	79
	ДОДАТОК Д Алгоритм роботи підсистеми вимірювання температури .....	80
	ДОДАТОК Е Скетч для визначення 64-бітних адресів термодатчиків.....	82
	ДОДАТОК Є Програмний код для керування термодатчиком ds18b20 .....	85

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АШС – апарат штучне серце

ВЧ – висока частота

ДЗП – додаткова заробітна платня

ІЧ – інфрачервоний

КД – квадратичний детектор

ККД – коефіцієнт корисної дії

МК – мікроконтролер

НВЧ – надвисока частота

ОЗ – основні засоби

ОЗП – оперативний запам'ятовуючий пристрій

ПП – п'єзоперетворювач

СВ – собівартість

СД – синхронний детектор

ТЗ – технічне завдання

УЗ – ультразвук

ФЗП – фонд заробітної платні

ФНЧ – фільтр низької частоти



## ВСТУП

Актуальність. В сучасному світі штучні протези стають все більш необхідними та важливими компонентами для поліпшення якості життя людей з втратою конкретних функцій або кінцівок. Однак, однією з ключових проблем, яка ще потребує вирішення, є тепловий режим потужних імплантованих протезів.

З усім збільшенням функціональності та потужності протезів, виникає необхідність в докладному контролі та управлінні їхнім тепловим режимом. Теплові аспекти можуть впливати на комфорт користувачів, а також на тривалість та надійність пристрою. Проблеми перегріву можуть призводити до незручностей для користувачів і навіть до пошкодження електроніки або інших компонентів протеза.

Для подолання цих труднощів важливо розробляти та вдосконалювати підсистему контролю теплового режиму. Це вимагає високотехнологічних рішень, інтеграції сучасних матеріалів з властивостями відведення тепла, а також розробки ефективних алгоритмів управління. Вирішення цих завдань стане ключовим кроком у поліпшенні якості життя людей, що використовують імплантовані протези, та сприятиме широкому прийняттю цієї технології в медичній практиці.

Основна актуальність полягає в тому, що вирішення проблем теплового режиму дозволить розширити можливості та функціональність імплантованих протезів, забезпечуючи надійність та комфорт в користуванні. Це також підніме стандарти технологій у галузі біомедичних інженерних систем, роблячи їх більш доступними та прийнятними для широкого кола пацієнтів з різними потребами.

Мета роботи – забезпечення довготривалого функціонування потужних імплантованих протезів з бездротовим електроживленням.

До наукової новизни роботи відноситься введення підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів, як окремої ланки енергоживлення, що дає можливість знизити ненегативний вплив додаткового теплового навантаження на організм пацієнта.

Практичне значення роботи полягає у відпрацюванні схемотехнічних рішень та обґрунтуванні вибору елементної бази побудови підсистеми теплового контролю імплантованого протеза.

Об'єкт дослідження – процес виникнення додаткового теплового навантаження на організм людини, внаслідок роботи імплантованого протезу та допоміжних елементів живлення.

Предмет дослідження – контроль теплового режиму потужних імплантованих протезів з бездротовим електроживленням.

Для досягнення мети потрібно виконати такі задачі:

- провести аналітичний огляд методів і технічних засобів вимірювання температури імплантату та оточуючих біотканин;
- розробити структуру підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів;
- надати рішення побудови елементів підсистеми вимірювання температури імплантованих пристроїв;
- зробити аналіз ефективності запропонованих технічних рішень.

# 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ІМПЛАНТАТІВ В ЖИВИХ ОРГАНІЗМАХ

## 1.1 Акустотермометричний метод вимірювання внутрішньої температури тіла людини

Акустотермометрія - це метод вимірювання внутрішньої температури тіла людини, який базується на використанні акустичних хвиль. Цей метод використовує фізичні властивості звукових хвиль, які залежать від температури тканин та органів організму. [1]

Основна сутність акустотермометрії полягає в тому, що зі зміною температури змінюються акустичні параметри речовини або тканини. Зазвичай використовуються акустичні хвилі з певною частотою, які надсилаються в тканини через спеціальний пристрій. При проходженні крізь тканини, ці хвилі змінюють свої параметри, такі як амплітуда, частота або фаза. Ці зміни пов'язані з властивостями тканин і залежать від їх температури. [2]

Для вимірювання змін акустичних параметрів використовуються спеціальні датчики, які реєструють звукові хвилі після їх проходження через тканини. Збір і аналіз цих даних дозволяють визначити залежність між зміною акустичних параметрів та температурою тканин або органів.

Акустотермометрія має потенціал вимірювати температуру внутрішніх органів та тканин без необхідності використання інвазивних методів, таких як термометри чи датчики, які потрібно вводити всередину організму. Це робить метод безпечним та малоінвазивним для пацієнта. Крім того, акустотермометрія може забезпечувати вимірювання температури в реальному часі, що є важливим у медичних ситуаціях, де точність та швидкість вимірювання є критичними.

Використання акустотермометрії може мати широкі застосування в медицині, зокрема в онкології, кардіології, неврології та інших галузях, де

точне вимірювання внутрішньої температури є важливим для діагностики та моніторингу стану хворих. [3]

Загалом, акустотермометрія відкриває нові перспективи для нетравматичного та точного вимірювання внутрішньої температури тіла людини. Розвиток цього методу може сприяти покращенню діагностики, лікування та моніторингу медичних станів, що приводить до поліпшення якості догляду за пацієнтами та результатів лікування.

Основні переваги акустотермометричного методу вимірювання внутрішньої температури тіла людини включають: [4; 5]

- Нетравматичність. Акустотермометрія дозволяє вимірювати температуру внутрішніх органів та тканин без необхідності проведення інвазивних процедур, таких як введення датчиків або зондів. Це робить метод безпечним та менш дискомфортним для пацієнта.

- Висока точність. Акустотермометрія забезпечує високу точність вимірювання внутрішньої температури тіла. Зміни в акустичних параметрах, що вимірюються, відображаються на зміні температури, що дозволяє отримати точні результати вимірювання.

- Моментальність вимірювання. Акустотермометрія дозволяє проводити вимірювання в реальному часі, без затримок чи часових інтервалів. Це дозволяє отримувати миттєві дані про температуру внутрішніх органів та тканин під час процедур, операцій або діагностичних обстежень.

- Можливість неконтактного вимірювання. Акустотермометрія може бути виконана без прямого контакту з органами або тканинами. Це важливо для забезпечення гігієнічності та уникнення потенційних інфекційних ризиків.

- Широкий спектр застосування. Акустотермометрія може бути використана в різних галузях медицини, включаючи онкологію, кардіологію, неврологію, гінекологію та інші. Вимірювання внутрішньої температури може бути важливим для діагностики, контролю процесів загоєння та моніторингу хворих.

- Малі технічні обмеження. Акустотермометрія не має обмежень щодо типу тканин або органів, що можуть бути вимірювані. Метод може бути застосований до різних органів та систем органів в організмі.

Акустотермометрія, завдяки своїм перевагам, відкриває нові можливості для нетравматичного та точного вимірювання внутрішньої температури тіла людини. Цей метод може покращити діагностику, лікування та моніторинг медичних станів, що призводить до поліпшення догляду за пацієнтами та результатів лікування.

Обмеження та виклики акустотермометрії: [6]

- Вплив неоднорідності. Деякі фактори, такі як наявність повітряних кишень або рухливих тканин, можуть впливати на точність акустотермометрії. Це може створювати виклики при вимірюванні температури в певних областях тіла або під час руху пацієнта.

- Вплив зовнішніх чинників. Зовнішні фактори, такі як атмосферний тиск, вологість, рухи пацієнта, можуть впливати на точність акустотермометрії. Це може вимагати урахування та компенсації цих факторів при вимірюванні температури.

- Технічні обмеження. Для успішного використання акустотермометрії необхідно мати відомість про акустичні властивості матеріалів та їх залежність від температури. Крім того, точність вимірювань може залежати від якості калібрування пристрою та належного розташування датчиків.

- Вплив поглинання сигналу. Вимірювання внутрішньої температури може бути ускладненим внаслідок поглинання сигналу, яке виникає при проходженні акустичних хвиль через густі тканини або органи.

Незважаючи на обмеження, акустотермометрія залишається перспективним методом вимірювання внутрішньої температури тіла людини, особливо завдяки своїм перевагам.

Подальші дослідження та розвиток технологій можуть допомогти вирішити деякі з обмежень та поліпшити ефективність цього методу в клінічній практиці.

Для здійснення акустотермометрії використовуються спеціальні прилади та пристрої, які дозволяють генерувати та реєструвати акустичні хвилі для вимірювання внутрішньої температури тіла людини. Структурно ці засоби мають ряд загальних складових. [7]

- Акустотермометри. Це спеціальні пристрої, які включають акустичні джерела для генерації акустичних хвиль та приймачі або датчики для реєстрації звукових сигналів після їх проходження через тканини. Акустотермометри використовуються для вимірювання температури в різних органах та тканинах.

- Ультразвукові датчики. Це спеціальні датчики, що використовуються для реєстрації змін ультразвукових хвиль після їх проходження через тканини. Ультразвукові датчики можуть бути вбудовані в медичні пристрої, такі як ендоскопи або ультразвукові апарати, для проведення акустотермометрії.

- Комп'ютерна програма для аналізу даних. Після реєстрації звукових сигналів приладами акустотермометрії, дані можуть бути оброблені та проаналізовані за допомогою спеціальних комп'ютерних програм. Ці програми дозволяють визначити залежність між акустичними параметрами та температурою, а також виміряти внутрішню температуру на основі отриманих даних.

- Перетворювачі або датчики. Це пристрої, що використовуються для перетворення акустичних сигналів на електричні сигнали та навпаки. Вони можуть бути використані для передачі акустичних хвиль в тканини та реєстрації звукових сигналів після їх проходження через тканини.

Ці прилади та пристрої спільно використовуються для реалізації акустотермометрії та забезпечують точне та безпечне вимірювання внутрішньої температури тіла людини.

Вони можуть варіюватися залежно від конкретної медичної процедури або дослідження, в якому використовується акустотермометрія.

## 1.2 Метод магнітно-резонансної томографії

Безконтактний режим контролю внутрішньої температури можливий за допомогою магнітно-резонансної томографії (МРТ) (магніторезонансна (ЯМР) термометрія). Цей напрямок розвивається приблизно протягом двадцяти років, але справжні успіхи у цьому напрямі лише починаються. [8] Залежність від температури мають: час спін-решіткової релаксації, час спін-спінової релаксації, протонна щільність (намагніченість), коефіцієнт дифузії та хімічне зрушення. Наприклад, за законом Кюри магнітна сприйнятливість речовини обернено пропорційна температурі, а характерний час енергійного обміну спинів з решіткою лінійно зростає з зростанням температури. В останні роки розроблено варіанти застосування наявності цих залежностей у МРТ-термометр. [9] Переваги та недоліки різних підходів визначення температури ще досліджуються. Наприклад, під час реєстрації зміни коефіцієнта самодифузії залежно від температури досягнуто термочутливості 0,2 К при обсязі воксела 0,30 см<sup>3</sup>, а по зміні фази МРТ сигналу точність реєстрації зміни температури склала 1,0 К при об'ємі вокселу 0,05 см<sup>3</sup> та тимчасовому роздільній здатності менше 10 секунд. [10]

МРТ-термометрія для медичного застосування є складним технічним завданням. У клінічній практиці вимірювані температури лежать у діапазоні від 30 до 45 С. На відміну від відмінностей у густині тканин зміни температури людського тіла недостатні для того, щоб надати значний вплив на час спін-решіткової релаксації. У згаданому в діапазоні процес ЯМР знаходиться в режимі енергетичного насичення, і ЯМР сигнал вимагає багаторазового посилення. Для клінічної практики ж потрібна реєстрація температурних змін, що лежать у межах лише кількох відсотків абсолютної величини при дозволі до десятих часток градуса. На практиці використання методу, що розглядається, ускладнюється коливаннями температури в межах декількох градусів, обумовлених конвекцією, перфузією в кровоносних судинах, зміною рівня насичення крові киснем і т. д. [11] Ці температурні коливання під час МРТ-

сканування ведуть до систематичної помилки вимірів. Проте, вже є оголошення про технологію УЗ-абляції тканин під контролем МРТ, при цьому використовуються дані МРТ, що описують просторово-часове розподіл температури та накопичену термічну дозу, які дозволяють у ході процедури абляції підлаштовувати параметри впливу УЗ. [12; 13]

### 1.3 Метод НВЧ-радіотермометрії

Найбільш розробленим методом вимірювання внутрішньої температури, що вийшов у практичну медицину, є метод мікрохвильової (НВЧ) радіотермометрії, який заснований на вимірюванні інтенсивності власного електромагнітного випромінювання внутрішніх тканин тіла людини в області надвисоких частот (НВЧ). Інтенсивність електромагнітного випромінювання нагрітих тіл описується законом Планка. [17]

Для температури тіла людини 310 К (37 °С) максимум випромінювання посідає довжину хвилі інфрачервоного (ІЧ) діапазону 9,47 мкм. В діапазоні НВЧ інтенсивність випромінювання на 5–6 порядків менша, ніж у ІЧ-діапазоні, а енергія кванта значно менша за енергію теплових коливань молекул тіла. В цьому у випадку закон Планка апроксимується формулою Релея-Джинса, з якої випливає, що в радіодіапазоні інтенсивність випромінювання прямо пропорційна температурі тіла. На цьому факті базується радіотермометрія. Температура внутрішніх тканин цим методом може бути визначена з точністю 0,2 К. У порівнянні з МРТ-термометрією НВЧ радіотермометрія має високу термочутливість, але низьку просторову роздільну здатність. З збільшенням довжини хвилі просторова роздільна здатність погіршується. Так, застосування радіотермометрії з довжиною хвилі 3,7 мм забезпечує роздільну здатність в межах 0,5 см, а 8,2 мм – 1 см. [18]

Через малу інтенсивність власного випромінювання тіла в НВЧ-діапазоні, а також через сильне відбиття назад від кордону тіло-повітря дистанційна реєстрація хвиль, що випромінюються тілом, сильно утруднена. Для



впевненого прийому необхідні аплікаторні датчики (контактні антени), які щільно прилягають до тіла. Численні області можливого застосування НВЧ-радіотермометрії вимагають створення різних антен-аплікаторів та побудови математичних моделей для розрахунку теплових полів всередині біооб'єкта. [19]

За допомогою мікрохвильової радіотермометрії можна виявити патологічне вогнище на глибині від 3 до 7 см. Середня глибина вимірювання температури визначається глибиною, з якої можуть дійти НВЧ-хвилі без значного згасання. Вона залежить від довжини хвилі та типу тканини. Зі збільшенням довжини хвилі збільшується глибина радіозондування. Оптимальними для вимірювання глибинної температури є радіотермометри, що реєструють випромінювання з довжиною хвилі в повітрі від 20 до 40 см. Більше короткі хвилі сильно згасають. Для реєстрації більш довгих хвиль необхідні антени дуже великого розміру, які мають малу просторову роздільну здатність. Глибина вимірювання температури залежить не тільки від обраного діапазону робочих частот радіотермометра, а й від конструкції антени, зокрема, її діаметра та висоти. Результати проведеного аналізу різних антен показали, що здебільшого параметрів хвилеводна антена діаметром 38 мм, працює в діапазоні 3,4 ... 4,2 ГГц, перевершує все інші антени. Однак у багатьох випадках розмір вимірюваного органу не дозволяє використовувати антени великого діаметра, і в цьому випадку необхідно використовувати мініатюрні антени. Аналіз мініатюрних антен-аплікаторів дозволив стверджувати, що антени малого діаметра мають безперечні переваги при виявленні невеликих за розміром температурних аномалій, розташованих на глибині 10...15 мм. Для пухлин діаметром 20 мм на глибині понад 15 мм стандартна антена має незначну перевагу порівняно з мініатюрною антеною. [20]

Робляться численні спроби поліпшити просторову роздільну здатність методу за допомогою зменшення розмірів області концентрації електромагнітного поля при фокусуванні апертури антени. Кількісні оцінки поліпшення просторового дозволу зроблено у роботі. Розрахунки показали, що

покращення роздільної здатності при радіотермометрії можливе тільки в напрямку, паралельному апертурі, локалізація положення аномалії в перпендикулярному напрямі неможлива. Крім того, розміри сфокусованої області становлять 0,01...0,3 м залежно від виду біологічної тканини, глибини розташування точки фокусування, частоти радіовипромінювання, що реєструється, і розміру сфокусованої апертури. [21]

Антени радіотермометрів повинні мати хорошу перешкоду, оскільки антена під час вимірювання знаходиться в полі дії небажаних джерел електромагнітних перешкод, створюваних мобільними телефонами, комп'ютерами і т.д. Антена повинна без відображення приймати сигнал, що надходить від тіла, але не приймати електромагнітне випромінювання з навколишнього простору. Завада захищеність антен дозволяє використовувати їх без екранування приміщення.[22]

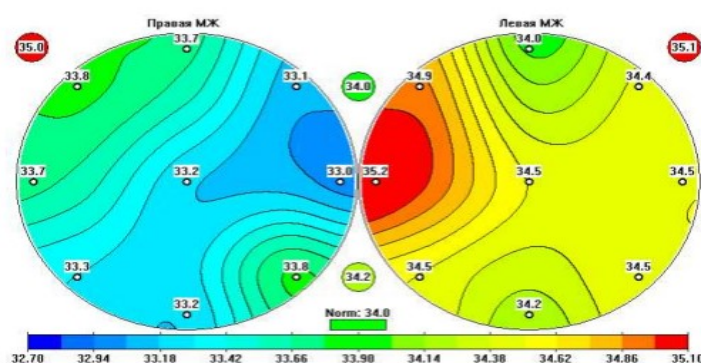


Рисунок 1.1 – Поле внутрішніх температур молочної залози як результат радіотермометричного обстеження: виявлено пухлину в одній із залоз. Крок ізотерм становить 0,12 °С.

Розробка радіотермографів йде за двома напрямками: створення одноканальних НВЧ радіотермографів з використанням одного датчика (антени) для вимірювання та багатоканальних НВЧ радіотермографів, що використовують для вимірювань одночасно кілька антен, антенні решітки.

Методика одноканальної НВЧ-радіотермометрії полягає у почерговому вимірі датчиком внутрішньої температури в кількох точках. Підсумок радіотермометричного обстеження може бути відтворений на моніторі

комп'ютера або на принтері вигляді таблиці, термограми чи температурного поля на проекції обстежуваного органу з лініями ізотермами та прив'язкою температурного поля до обстежуваних точок рис. 1.1. [23]

#### **1.4 Метод вимірювання внутрішньої температури за допомогою радіокапсули**

Метод вимірювання температури за допомогою радіокапсули використовується для безпечного та точного вимірювання температури в різних частинах організму людини. Радіокапсула є невеликим електронним пристроєм, який може бути капсульований із можливістю ковзання або проглатування для простого введення внутрішньо.

Основні етапи методу вимірювання температури за допомогою радіокапсули такі: [24]

- Приготування та введення радіокапсули. Радіокапсула складається з мікрочіпа, який містить датчик температури, а також антени для передачі сигналу. Вона може бути закапсульована в спеціальній оболонці з матеріалу, який не взаємодіє з організмом. Капсула може бути введена в організм шляхом проковтування або застосування через ковзання.

- Зчитування сигналу. Після введення радіокапсули в організм, відбувається постійний моніторинг температури за допомогою приймача, який знаходиться на зовнішній частині тіла пацієнта. Приймач зчитує радіосигнали, що передаються від радіокапсули.

- Аналіз сигналу. Зчитаний сигнал передається до комп'ютера або спеціального приладу, де проводиться аналіз сигналу. Спеціальний алгоритм обробки даних використовується для визначення температури на основі отриманих радіосигналів.

Вимірювання температури: після аналізу сигналу, отримана температура відображається на екрані або реєструється у вигляді числових даних. Це дає можливість лікарям або медичним фахівцям моніторити температуру в реальному часі та здійснювати необхідні заходи на основі отриманих даних.

Переваги використання радіокапсули для вимірювання температури включають: нетравматичність та безболісність для пацієнта, можливість безпосереднього вимірювання температури в різних органах та регіонах організму, довготривалий моніторинг температури, висока точність вимірювання температури.

Обмеження використання радіокапсули включають: ризик алергічних реакцій або непереносимості до матеріалу, з якого виготовлена капсула, вартість радіокапсули та приладів для зчитування та аналізу сигналу, потреба у спеціальній підготовці пацієнта перед введенням радіокапсули.

Загалом, метод вимірювання температури за допомогою радіокапсули є цікавим та ефективним способом отримання точних даних про внутрішню температуру організму людини. Його використання може бути особливо корисним в діагностиці та моніторингу пацієнтів у медичних установах.

Радіотелеметричні системи були розроблені у різних країнах. У 1957 р. у США відомі фахівці в галузі радіоелектроніки Фаррар, Зворикін та Баум виготовили радіокапсулу для вимірювання тиску у шлунково-кишковому тракті. Того ж року радіокапсула була розроблена у Швеції Маккеєм та Якобсоном. Надалі до робіт у галузі радіотелеметричного виміру функцій органів травлення приєдналися Арденне і Спрунг (1958) у НДР, Неллер (1959) у ФРН, Роуланді та Вольф (1960) в Англії. [24] У 1961 р. група ленінградських інженерів під керівництвом А. М. Соріна розробила радіотелеметричну систему, за допомогою якої можна протягом тривалого часу (1-3 діб) безперервно вимірювати у шлунково-кишковому тракті температуру, тиск та рН. [25]

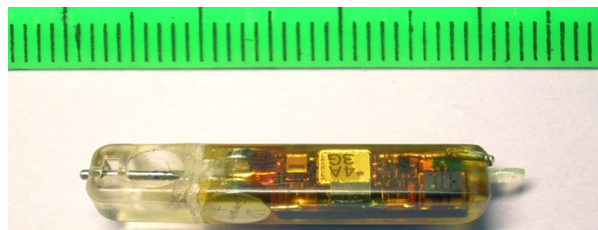


Рисунок 1.2 – рН-радіокапсула Браво

## 2 РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРИ ПІДСИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ТЕПЛОВОГО РЕЖИМУ ПОТУЖНИХ ІМПЛАНТОВАНИХ ПРОТЕЗІВ

### 2.1 Розрахункове оцінювання впливу енерговтрат імплантату на тепловий стан організму людини

Температура внутрішніх органів організму відносно стабільна завдяки біохімічному процесу термогенезу і ролі системи терморегуляції, важливим чинником якої є теплообмін із зовнішнім середовищем. Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування, тепломасообміну, випромінювання.

Однак положення та маніпуляції з імплантатом в організмі створюють додаткові фактори, що впливають на термостабільність. Для оціночних розрахунків була використана спрощена просторова модель циліндричного імплантату АШС, який був показаний на рис. 2.1. [27]



Рисунок 2.1 – Спрощена модель АШС у вигляді циліндру [27]

Лінійні розміри взяті з середніх даних дорослої людини. ( $h \approx 0,45$  м,  $R \approx 0,16$  м,  $r \approx 0,08$  м). [27]

Для середніх теплофізичних характеристик також маємо: щільність тканин людини  $\rho = 1036$  кг/м<sup>3</sup>; теплоємність  $c = 3350$  Дж/(кг·град), теплопровідність  $k = 0,48$  Вт/(м·град). Як було сказано вище, допустимим є підвищення внутрішньої температури приблизно на 1 °С, при середньому значенні 37 °С. [28]

Знаходимо кількість енергії, яка підвищить температуру в місці встановлення АШС на  $\Delta T = 1^\circ\text{C}$  по формулі:

$$\Delta Q = c \cdot m \cdot \Delta T, \quad (2.1)$$

де  $m = \rho \cdot \pi R^2 \cdot h$  маса біотканин області розташування АШС.

Припустимо, що нагрівання відбувається без втрат енергії (ізольовані системи), тоді  $\Delta Q = 1,25 \cdot 10^5$  Дж.

Завдяки інженерної практики проектування електроприводів та електронної апаратури відомо, що ККД досягає наступних значень  $\eta = 0,7 \dots 0,9$ . [9, 10] Тоді звернемося до табл. 2.1 Розрахункові втрати потужності (потужність теплоутворення) при максимальному навантаженні в режимі роботи АШС беремо  $P_T \approx 4$  Вт. [27]

Таблиця 2.1 - Технічні характеристики зразків апаратів АШС

Модель апарату	Вага імлантата	Вага зовнішнього обладнання	Безконтактність	Споживана потужність
«AbioCor»	900 г	-	+	19Вт
«Heart Ware»	92 г	20 кг	-	19Вт
«HeartAssist 5 PediatricVAD»	235 г	4 кг	-	19Вт

Для того, щоб ця розсіювана теплова потужність здійснила підвищення температури в області розташування АШС знадобиться час

$$t = \Delta Q/P_T = 0,3125 \cdot 10^6 \text{ с} \approx 8,68 \text{ годин. [27]}$$

Тому можна зробити висновок, що організм людини може адаптуватися до додаткових теплових навантажень протягом такого тривалого періоду часу.

Для підтвердження цього висновку було оцінено втрати енергії через процес теплопровідності від місця розташування АШС. Вочевидь, що основний тепловий потік проходить через бік циліндричної моделі, площа якої була  $S_6 \approx 0,45 \text{ м}^2$ . З теплових вимірювань відомо, що середня температура поверхні тіла людини дорівнює  $30 \text{ }^\circ\text{C}$  [24, 26]. Температура перегрітого шара біологічної тканини на відстані  $r \approx 0,08 \text{ м}$  від поверхні приймемо рівною  $37,5 \text{ }^\circ\text{C}$ . [27] У той ж час потужність тепловтрат через теплопровідність визначається за наступним рівнянням:

$$P_{\text{тп}} = (\lambda \cdot \Delta T \cdot S_6)/r = 20,25 \text{ Вт.}$$

Тоді  $P_{\text{тп}} \gg P_T$ , отримані значення можуть дозволити фізіологічним механізмам підтримувати постійну температуру тіла за наявності імплантатів з терморегуляцією. Наявна модель не може точно визначити підвищення температури в окремих шарах біологічної тканини.

Однак наведені вище оцінки не враховують нерівномірність нагрівання деяких елементів імплантата. У випадку бездротової транскутанної передачі енергії до проблемних зон додаткового теплоутворення відноситься розташування приймального імплантованого індуктора

Розташування приймача-індуктора і додаткових електронних блоків в тілі залежить від індивідуальних особливостей пацієнта і порад лікаря. Відстань між поверхнями індукторів передавача та приймача, як показують результати дослідження, не повинна перевищувати значення в  $10 \dots 15 \text{ мм}$ . [31]

Незважаючи на позитивний досвід безконтактної передачі електричної енергії за допомогою змінних магнітних полів у передавальних і приймальних

індукторах у технічному телекомунікаційному обладнанні, системи зарядки акумуляторів для електромобілів, у клінічній практиці зустрічається нечасто.

Пов'язано це з виконанням деяких вимог:

- забезпечити ефективність передачі енергії;
- стабілізація передачі енергії;
- забезпечити теплової безпеки імплантаційних систем – біотканини.

Кожна з цих вимог дуже важлива, і більшість проблем, пов'язаних з їх реалізацією, безпосередньо пов'язані з механізмом передачі енергії між індукторами. [32, 33, 34] Таким чином, вимоги теплової безпеки в основному визначаються розсіюванням енергії передавальними індукторами, особливо приймальними індукторами. Було показана схему розташування індукторів для проведення розрахунку температурних показників на рис. 2.2.

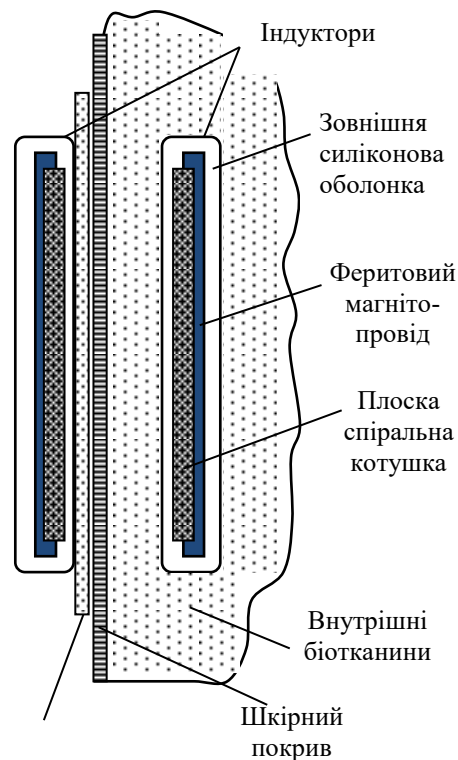


Рисунок 2.2 – Схема області розташування індукторів [31]

Зовнішній (передавальний) індуктор живлення розташований над черевною порожниною і контактує зі шкірою тіла людини. Тим часом підшкірно імплантований внутрішній (приймальний) індуктор фіксується в м'яких тканинах паралельно зовнішньому індуктору. З виводів плоскої



багатообертової котушки індуктивності, напруга через дротове з'єднання подається на модуль АШС. Основним джерелом втрат при безтраншейній передачі є нагрівання котушок індуктивності, а також втрати, завдяки низькому індукваному зв'язку (неправильний вибір частоти змінного магнітного поля, відносно зміщення центру котушки індуктивності) і таке інше. Втрати, пов'язані з нагріванням біологічних тканин на частотах  $\sim 100$  кГц, (ідеально підходить для міцних імплантатів) є незначними, тому цей компонент можна ігнорувати. [32, 34]

Як було зазначено, відстань між котушками індуктивності має бути не менше 10-15 мм. За цих умов теплопровідність можна вважати домінуючим етапом теплообміну між імплантатом і біологічною тканиною тіла людини. Такі процеси можна моделювати за допомогою методів електротермічної аналогії. Параметри моделі включають геометричні та теплові параметри досліджуваного об'єкта, додаткові вхідні дані та можливі втрати потужності (тепловиділення).

Як модель використовується плоскопаралельна структура з теплообміном між ізотермічними поверхнями в стаціонарному тепловому режимі.

Для розрахунку температурного поля в зоні розміщення котушки індуктивності при максимальному навантаженні оцінюється потужність тепловтрат котушки. Використаємо дані про ефективний електричний опір котушок, що надаються виробником Würth Elektronik eiSos для бездротової зарядки телефонів. Для спіральних плоских котушок з кодовим номером 760 308 101 302 ефективний опір становить  $33 \cdot 10^{-3}$  Ом, а максимальне ефективне значення струму досягає 2,2 А. У цьому випадку тепла потужність котушки буде наступною:

$$P_{\text{тк}} = I^2 R_{\text{к}} \approx 0,16 \text{ Вт.}$$

Через симетричність теплової задачі (поверхневий шар біологічної тканини і внутрішній шар черевної порожнини) потужність, що розсіюється в

напрямку, перпендикулярному до ізотермічної площини спіралі тепловідводу, приймається рівною 0,08 Вт. [31]

Конструкція індуктора має форму диска діаметром  $d \sim 40$  мм, сіліконова оболонка, що вкриває індуктор має товщину  $\sim 5$  мм.

Завдяки просторовому розташуванню індукторів можна припустити, що теплообмін відбувається за допомогою механізмів теплопровідності між ізотермічними поверхнями тонких однорідних шарів. Припустимо, що вся потужність теплових втрат  $P_{\text{тк}}$  вбудованого індуктора в основному розподіляється між двома еквівалентними потоками: один з них спрямований на внутрішню біологічну тканину, а інший - на зовнішній індуктор. За допомогою методу електротермічної аналогії ми створимо спрощену теплову модель для передачі тепла до внутрішніх шарів тканини. Ця схема зображена на рис.2.3.

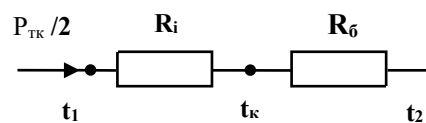


Рисунок 2.3 - Схема процесу теплопередачі імплантованого індуктора [30]

Відповідно до схеми маємо розподіл температур:  $t_1$  – всередині індуктора;  $t_k$  – на поверхні контакту з біотканинами;  $t_2$  – внутрішня температура біологічної тканини.

Температура внутрішнього шару біологічної тканини  $t_2$ , в умовах термостабілізації при наявності імплантату, має значення  $37$  °С. Величина температури  $t_k$ , важлива, вона потрібна для визначення життєздатності біологічної тканини на межі з сіліконовою оболонкою індуктора. Температура  $t_1$  не є важливою, оскільки вона впливає лише на електрорадіоактивний матеріал індуктора, який у багато разів більш термостійкий, ніж жива тканина. тіла.

Тепловий опір плоских паралельних шарів ( $R_i$  - тепловий опір оболонки індуктора і  $R_6$  - тепловий опір м'яких тканин) розраховується за формулою:

$$R = l / (\lambda \cdot S), \quad (2.4)$$

де  $l$  – довжина (товщина) шару, м;  $\lambda$  – коефіцієнт теплопровідності речовини в шарі, Вт/м·К;  $S$  – площа поверхні теплообміну, м<sup>2</sup>. [10]

Відповідно до теплової схеми запишемо рівняння:

$$P_{\text{тк}} / 2 = (t_1 - t_k) / R_i = (t_k - t_2) / R_6, \quad (2.5)$$

де  $R_i = l_i / (\lambda_i \cdot S)$ ;  $R_6 = l_6 / (\lambda_6 \cdot S)$ .

Чисельні значення параметрів у запропонованій розрахунковій схемі наступні: товщина обшивки котушки індуктивності -  $l_i = 5$  мм; теплопровідність матеріалів оболонки (біосілікон) -  $\lambda_i = 0,4$  Вт/м·К; товщина шару біологічної тканини, в якому підтримуються постійні значення температури –  $l_6 = 10$  мм; теплопровідність шарів біологічних тканин -  $\lambda_6 = 0,48$  Вт/м·К; площа теплообміну (визначається поверхнею індуктора, за умови  $d \gg l_i$ )  $S = \pi d^2 / 4 = 1,256 \cdot 10^{-3}$  м<sup>2</sup>. [31]

Використання значень параметрів, знаходимо теплові опори за формулою:

$$R_i = 9,95 \text{ К/Вт}, R_6 = 16,58 \text{ К/Вт}. \quad (2.6)$$

Температуру сіліконового шару всередині індуктора розраховується за формулою:

$$t_1 = P_{\text{тк}} \cdot (R_6 + R_i) / 2 + t_2 = 2,12 + 37 = 39,12^\circ\text{C}. \quad (2.7)$$

Отримане значення  $t_1$  не враховує витік тепла через інші фізичні механізми, які не є кількісно важливими для довгої роботи індукторів.

Температура контакту поверхні індуктора і біологічною тканиною є найважливішим елементом і розраховується за формулою:

$$t_k = P_{\text{тк}} \cdot R_6 / 2 + t_2 = 1,32 + 37 = 38,32 \text{ } ^\circ\text{C}. \quad (2.8)$$

За шкалою Цельсія температура біологічної тканини на зовнішній поверхні сіліконової оболонки індуктора є  $t_k = 38,32 \text{ } ^\circ\text{C}$ . Отже, абсолютне перевищення місцевої температури буде  $1,32 \text{ } ^\circ\text{C}$ . Це вказує на критичний рівень підвищення температури у внутрішніх тканинах тіла. [31]

У роботі [31] надана інформація про експериментальне дослідження розподілу температури навколо індукторів, поміщених в тіло тварини (вівці). Зафіксовано діапазони підвищення температури в навколишній біологічній тканині від  $0,5 \text{ } ^\circ\text{C}$  (в площині індуктора на радіальній відстані від краю індуктора) до  $3,8 \text{ } ^\circ\text{C}$  (в центрі поверхні індуктора).

Ці дані якісно підтверджують можливість використання електротермічної аналогії для розрахунку підвищення температури біологічних тканин внаслідок функціонування імплантату.

Тому є необхідність зосередитися на окремих компонентах систем живлення імплантатів, розміщених в організмі, і точці їх перегріву, це показано на рис. 2.4:

- приймальний індуктор;
- драйвер живлення;
- блок регулювання та радіоканалу;
- резервний акумулятор;

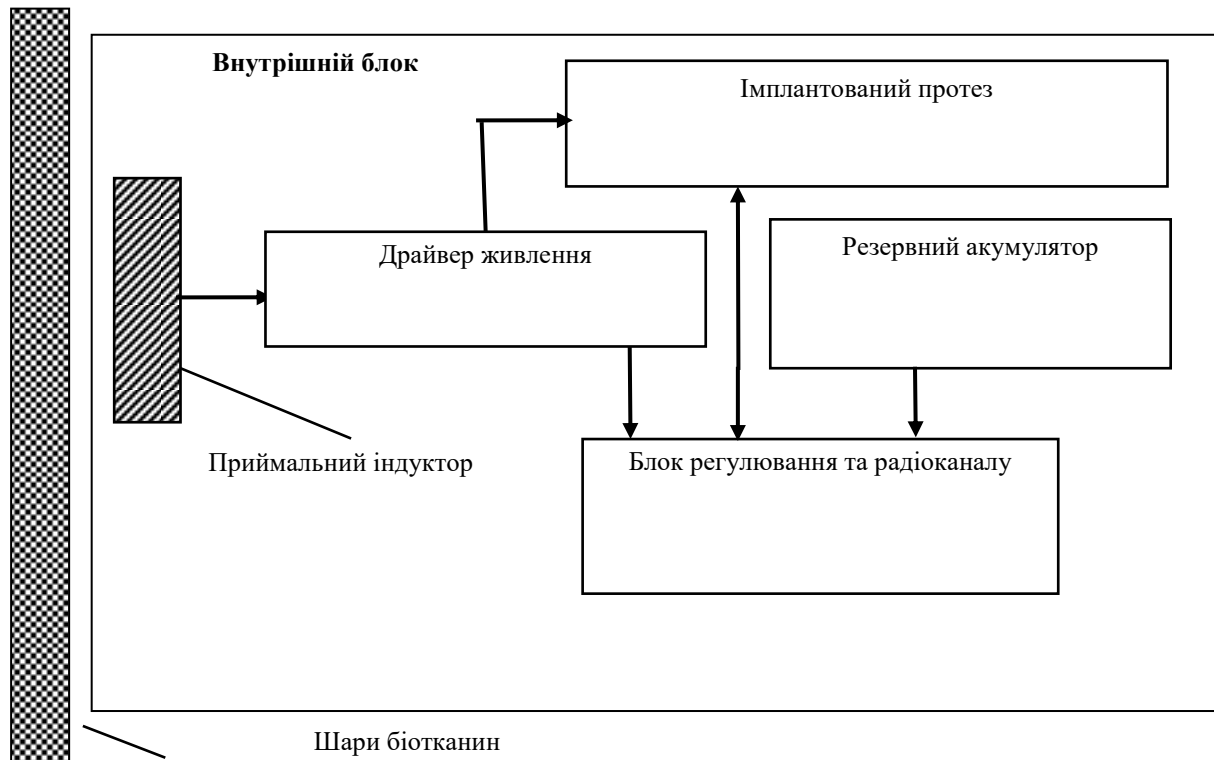


Рисунок 2.4 – Імплантована система живлення протезу [30]

Для цього, згідно з таблицею 2.2, рекомендується використовувати датчики контролю температури, які розміщуються в критичних точках блоку живлення імпантованого протеза, де є ризик підвищення температури. [31]

Таблиця 2.2 – Кількість і розташування температурних датчиків у кожному джерелі живлення імпантату.

Назва модулю (блоку)	Кількість термодатчиків	
	Зовні	Всередині
Приймальний індуктор	2	-
Драйвер живлення	1	1
Блок регулювання та радіоканалу	1	1
Резервний акумулятор	2	-
Імпантований протез	2	-

## 2.2 Необхідні точнісні характеристики сенсорів температури

Для точної оцінки температурного режиму протезів і допоміжних електронних пристроїв, імплантованих в організм пацієнта, рекомендується використовувати температурні датчики там, де є ризик підвищення температури.

Інформація про температурний стан зовнішньої поверхні компонента імплантату також характеризує температуру навколишніх біологічних тканин.

Для того щоб отримати достовірні данні температурні датчики повинні мати наступні характеристики:

- мінімальна похибка відхилення від фактичної температури повинна становити  $\pm 0,1$  °C;
- час, необхідний для вимірювання температури та передачі інформації на процесор, не повинен перевищувати 1 секунди;
- низький рівень енергоспоживання: 3,0-3,3 В; не повинен перевищувати значення.
- для коректної роботи датчик температури і адаптер повинні бути захищені від вологи відповідно до стандарту IP68D;
- повинні мати інтерфейс передачі даних, сумісний з I2C;
- габарити не повинні перевищувати 10x10x5 мм;
- інтервал вимірювання температури від -55 до +125 °C;
- роздільна здатність перетворення від 9 до 12 біт. Налаштовується користувачем;
- час вимірювання не повинен перевищувати 750 мс; Максимальна роздільна здатність 12 біт;
- програмовані параметри сигналу тривоги;
- інтерфейс 1-Wire.

### 2.3 Цифровий датчик виміру температури - DS18B20

DS18B20 - це цифровий термометр з роздільною здатністю перетворення від 9 до 12 розрядів і функцією сигналізації моніторингу температури. Параметри моніторингу можуть бути встановлені користувачем і збережені в енергонезалежній пам'яті датчика.

DS18B20 зв'язується з мікроконтролером по однопровідній лінії зв'язку з використанням інтерфейсного протоколу 1-Wire. [35]

Датчик може працювати безпосередньо від лінії передачі даних без зовнішнього джерела живлення. В цьому режимі датчик працює за рахунок енергії, накопиченої в паразитній ємності.

Діапазон вимірювання температури становить від -55 до +125 °C. В діапазоні від -30 до +45 °C похибка не перевищує 0,1 °C. [35]

Кожна мікросхема DS18B20 має унікальний 64-бітний послідовний код, який дозволяє підключати декілька датчиків до однієї загальної лінії зв'язку. Це означає, що через один порт мікроконтролера можна обмінюватися даними з декількома датчиками, розкиданими на значній відстані. Цей режим дуже корисний для використання в системах контролю навколишнього середовища, моніторингу температури в будівлях та агрегатах обладнання. [36]

Коротко про особливості DS18B20:

- Для 1-Wire достатньо одного порту зв'язку з контролером;
- Кожен пристрій має унікальний 64-бітний серійний код;
- До однієї лінії зв'язку можна підключити кілька датчиків;
- Не потребує зовнішніх компонентів;
- Живлення безпосередньо від лінії зв'язку; напруга живлення від 3,0 до 5,5 В;
- Роздільна здатність перетворення від 9 до 12 біт. Налаштовується користувачем;
- Максимальна роздільна здатність 12 біт, час вимірювання до 750 мс;
- Програмовані параметри тривоги;

- Сигнал тривоги надсилає дані на адресу датчика, температура якого перевищує задане значення;
- Корпус датчика відповідає стандарту IP68D;
- Невеликі зовнішні габарити (див. рис. 2.5).

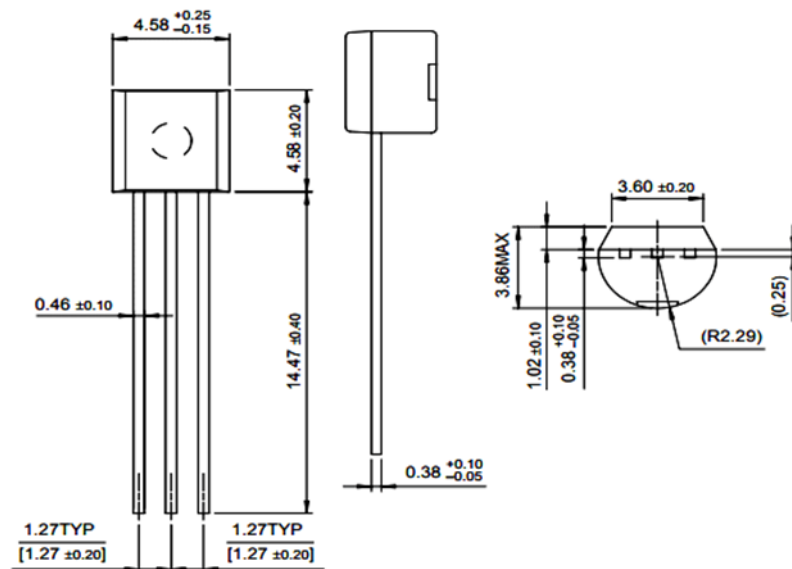


Рисунок 2.5 – Конструкція та геометричні розміри DS18B20 [37]

Таблиця 2.3 – Призначення контактів

8-PIN SOIC	TO-92	Лінія	Опис
5	1	GND	Земля
4	2	DQ	Контакт виведення сигналу даних (вхід/вихід). Вихід типу відкритий колектор інтерфейсу 1-Wire. Також через нього відбувається харчування у режимі «паразитне живлення».
3	3	V <sub>DD</sub>	Контакт підключення зовнішнього живлення. У режимі «паразитного живлення» має бути підключений до землі.



Основною функцією DS18B20 є перетворення температури датчика в цифровий код. Роздільна здатність перетворення визначається як 9, 10, 11 або 12 біт. Це відповідає роздільній здатності 0,5 (1/2) °C, 0,25 (1/4) °C, 0,125 (1/8) °C або 0,0625 (1/16)°C. При увімкненні живлення стан конфігураційного регістра встановлюється на 12-бітну роздільну здатність. [36]

Після увімкнення живлення DS18B20 переходить у сплячий режим з низьким енергоспоживанням. Щоб почати вимірювання температури, ведучий (мікроконтролер) повинен виконати команду перетворення температури [44h]. Після завершення перетворення результат вимірювання температури зберігається в 2 байтах температурного регістра, а датчик повертається в сплячий стан.

Коли на DS18B20 подається зовнішнє живлення, майстер може контролювати стан команди перетворення. Для цього майстер повинен прочитати стан лінії (реалізувати тимчасовий слот читання), і лінія перейде в стан високого рівня, коли команда буде виконана. Під час виконання команди перетворення лінія утримується в низькому стані.

Це не допускається, якщо живлення здійснюється за рахунок паразитного ємнісного заряду, тому що шина повинна утримуватися у високому стані під час процесу перетворення. [36]

DS18B20 вимірює температуру в градусах Цельсія. Результат вимірювання представляється додатковим кодом у вигляді 16-розрядного знакового числа рис. 2.6. Знаковий біт (S) дорівнює 0 для додатних чисел і 1 для від'ємних чисел; для 12-розрядної роздільної здатності всі біти в регістрі температури є значущими, тобто мають дійсні значення. Для 11-бітної роздільної здатності біт 0 не визначений; для 10-бітної роздільної здатності біти 0 і 1 не визначені; для 9-бітної роздільної здатності біти 0, 1 і 2 є недопустимими значеннями. У таблиці 2.4 наведено приклади відповідності між цифровими кодами та значеннями температури. [36]

Датчик температури DS18B20 може працювати, підключивши сканер температури до зовнішнього джерела живлення через вивід Vdd або в режимі

паразитного живлення без додаткового джерела. Режим "паразитного живлення" дуже корисний для застосувань з використанням віддалених датчиків температури. На рисунку 2.6 показано схему з використанням "паразитного живлення". Коли напруга на шині висока, енергія накопичується на паразитному конденсаторі  $C_{pp}$  через вивід DQ. Коли напруга на шині низька, енергія конденсатора живить датчик. У режимі "паразитного живлення" вивід Vdd повинен бути підключений до загальної лінії (землі). [36]

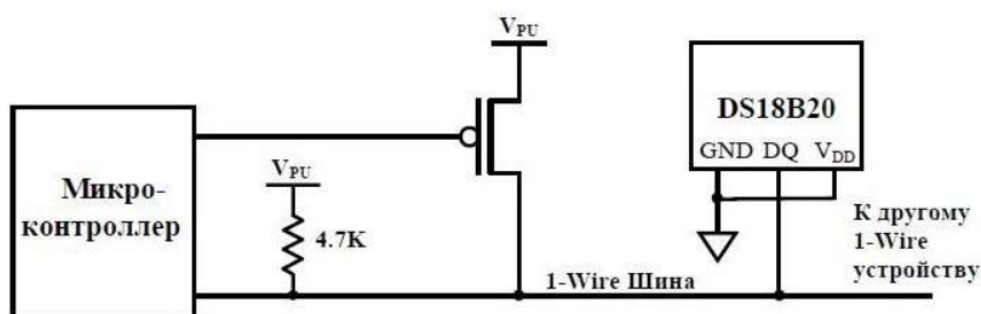


Рисунок 2.6 – Структурна схема підключення DS18B20 до мікроконтролера за методом «паразитного живлення» [36]

У паразитному режимі сигнали шини та заряд  $C_{pp}$  можуть забезпечити струм, необхідний для керування DS18B20, за умови, що вимоги до синхронізації та рівня сигналу відповідають таблиці 2.4. [36]

Таблиця 2.4 – Часові параметри та вимоги до рівнів сигналу

Параметри	Позначення	Умови	Min	Тип	Max.	Од. вимір.	Примітка
Напруга	$V_{DD}$	Зовнішнє живлення	+3.0		+5.5	V	1
Підтягуюча напруга	$V_{PU}$	Паразит. живлення	+3.0		+5.5	V	1,2
		Зовнішнє живлення	+3.0		$V_{DD}$		

## Продовження таблиці 2.4

Параметри	Позначення	Умови	Min	Тип	Max.	Од. вимір.	Примітка
Похибка вимірюван- ня темпера- тури	$t_{ERR}$	-10°C - +85°C -55°C - +125°C			±0.5  ±2	°C	3
Вхідний логічний низький рівень	$V_{IL}$		-0.3		+0.8	V	1,4,5
Вхідний логічний високий рівень	$V_{IH}$	Зовнішнє живлення Паразит. живлення	+2.2  +3.0		  $x < 5.5$	V	1, 6
Вхідний струм	$I_L$	$V_{IO}=0.4V$	4.0			mA	1
Струм спокою	$I_{DDs}$			750	1000	nA	7,8

Однак, коли DS18B20 виконує операції перетворення температури або копіює дані з пам'яті в EEPROM, споживання струму може досягати 1,5 мА. Цей струм може призвести до падіння напруги живлення пристрою до неприпустимого рівня. Струму в підтягуючому резисторі та енергії, що зберігається в C<sub>sp</sub>, недостатньо для живлення цих двох режимів.

Щоб забезпечити достатню потужність пристрою, шина повинна бути сильно підтягнута до високого рівня під час перетворення температури або під час копіювання даних пам'яті в EEPROM. Це можна зробити за допомогою

MOSFET-транзистора, як показано на схемі рис. 2.7. Шина повинна бути підключена до потужного джерела живлення:

- протягом 10 мкс після команди перетворення;
- протягом часу перетворення ( $t_{conv}$ ) та під час передачі даних (щонайменше  $t_{WR}=10$  мс).

В цей час на шині не можна виконувати жодних інших операцій.

Як правило, сучасні мікроконтролери мають достатньо високий рівень вихідного струму для живлення DS18B20. У цьому випадку MOSFET-транзистор не потрібен. [37]

Для живлення DS18B20 можна використовувати звичайний спосіб підключення зовнішнього джерела живлення через вивід VDD рис.2.7.

Очевидними перевагами цього способу є те, що не потрібні MOSFET-транзистори, а шина під час перетворення є вільною і може бути використана для інших цілей. [37]

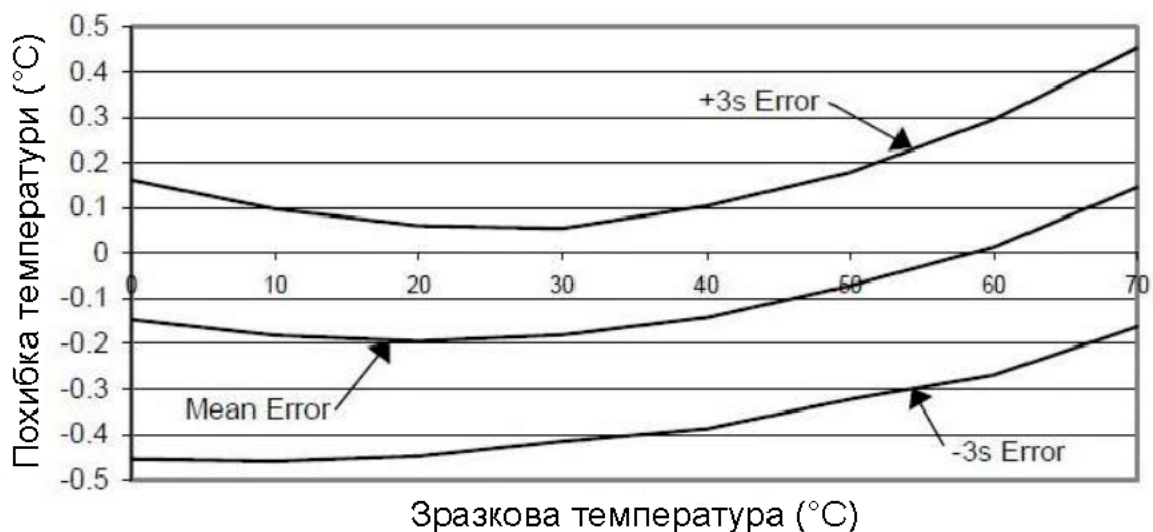


Рисунок 2.7 – Типові робочі характеристики [37]

Послідовність дій для доступу до датчика температури DS18B20 наступна:

- Ініціалізація;
- Команда ROM (необхідна для будь-якого обміну даними);
- Функціональна команда (необхідна для будь-якого обміну даними).

Цієї послідовності слід суворо дотримуватися. В іншому випадку DS18B20 не відповість на команду. Виняток становлять команди ROM Search [код F0h] і Error Search [код ECh]. Після формування цих двох команд ведучий повинен повернутися до кроку 1 (ініціалізація). [36]

Ініціалізація. Обмін даними по шині завжди починається з ініціалізації. Для ініціалізації ведучий повинен видати імпульс скидання, за яким слідує імпульс присутності від веденого. Імпульс присутності інформує ведучий про те, що ведений присутній в системі і готовий до виконання операції. Час подачі імпульсів скидання та присутності описано в розділі 1-Wire. [37]

Команди ROM-кодів. Після того, як ведучий отримує імпульс присутності, він може працювати з командою ROM. Це команда, яка маніпулює 64-бітним індивідуальним кодом кожного підлеглого пристрою. Це дозволяє ведучому вибрати конкретний ведений пристрій з ряду ведених. Ці команди також можуть бути використані для того, щоб дізнатися кількість і тип підлеглих пристроїв, підключених до шини, і для вибору пристроїв. Існує п'ять команд ROM, кожна з яких має довжину 8 біт. Перед виконанням функціональних команд DS18B20 провідний пристрій повинен надіслати команду ROM. [37]

Пошук в ROM [F0h]. Після ввімкнення живлення майстер повинен прочитати коди ROM всіх керованих пристроїв, підключених до шини. Це визначає кількість і типи керованих пристроїв. Майстер дізнається код ROM в процесі ідентифікації коду кожного пристрою на шині. Команда пошуку ROM повинна бути виконана стільки разів, скільки необхідно для ідентифікації всіх керованих пристроїв. Якщо в системі є лише один підлеглий пристрій, простіше використовувати команду читання ROM; після пошуку ROM робота шини повинна бути перезапущена з самого початку. [37]

Читання ROM [33h]. Ця команда використовується в одноточкових системах з одним підлеглим пристроєм. Ведучий може читати 64-розрядний код ROM без використання команди пошуку ROM. Використання команди

читання ROM у багатоточковій системі призводить до конфлікту даних між керованими пристроями. [37]

Збіг ROM [55h]. За командою ROM повинен слідувати 64-бітний код ROM, який дозволяє майстру звертатися до конкретного ведомого. Лише один пристрій, який відповідає надісланому коду, відповідь на цю функціональну команду. Інші ведені пристрої будуть вимкнені до наступного імпульсу скидання. [37]

Пропуск ROM [CCh]. Ця команда дозволяє ведучому звертатися до всіх пристроїв на шині одночасно без використання коду ROM. Наприклад, за допомогою команди пропуску ROM, за якою слідує команда перетворення температури, можна виконати перетворення температури на всіх пристроях. Якщо до лінії зв'язку підключено лише один підлеглий пристрій, після команди переходу до ROM можна подати команду читання пам'яті [BEh]. Така послідовність команд значно скорочує час обміну даними з датчиком. Це особливо ефективно, коли в системі використовується лише один підлеглий пристрій. [37]

Пошук тривожного сигналу [ECh]. Ця команда працює так само, як і команда пошуку у ROM. Різниця полягає в тому, що реагують лише ті ведомі пристрої, які перебувають у стані тривоги. Ця команда дозволяє веденню визначити, які температурні датчики були в стані тривоги з моменту останнього перетворення температури. Після кожного пошуку тривоги він повинен повертатися до ініціалізації.

## **2.4 Вплив саморозігріву DS18B20 на точність вимірів.**

При використанні цифрового датчика температури DS18B20 в різних пристроях було виявлено, що за певних умов експлуатації значення температури дещо зростали незабаром після увімкнення пристрою (приблизно через 1 хвилину).

Для цього було проведено дослідження яке відповідає на питання: в якій мірі самонагрівання датчика впливає на точність вимірювання і яка залежність температури самонагрівання від режиму роботи датчика.

Датчик споживає значну кількість струму (що може призвести до видимого виділення тепла) лише тоді, коли виконує певні операції. Такими операціями є перетворення температури та зберігання даних в енергонезалежній пам'яті. Тому існує кореляція між перетворенням температури, яке датчик виконує періодично (оскільки це його основна робота), і його власною температурою. Чим довший час перетворення, тим довше датчик має прогріватися. Час перетворення залежить від встановленої роздільної здатності датчика, як показано в таблиці 2.5 нижче.

Таблиця 2.5 – Залежність часу перетворення від роздільної здатності датчика

Роздільність, біт	Час перетворення мс	Роздільна здатність, °C	Біт конфігурації, R1	Біт конфігурації, R0
9	93,75	0,5	0	0
10	187,5	0,25	0	1
11	375	0,125	1	0
12	750	0,0625	1	1

Роздільну здатність перетворення може встановити користувач, встановивши біти конфігурації в регістрі конфігурації. За замовчуванням нові датчики встановлюються з максимальною роздільною здатністю 12 біт, що відповідає вимірюванню температури в одиницях 0,0625 °C. Мікросхема DS18B20 перетворює аналогові сигнали, що містять інформацію про температуру, в цифрову форму з роздільною здатністю 0,0625 °C. [38]

Підключення датчика DS18B20 (рис. 2.8). У цьому експерименті використовувалася платформа Arduino та датчик DS18B20, тобто плата Arduino UNO. Експеримент проводився для того, щоб дослідити, як нагрівається датчик при вимірюванні температури навколишнього середовища. Для цього датчик

був розміщений на макетній платі на певній відстані від інших елементів та самої плати Arduino UNO. На макетній платі є світлодіод, який показує напругу живлення датчика. Вся конструкція розміщена всередині картонної коробки (коробка має розміри приблизно 50x50x50 см). Це зроблено для того, щоб мінімізувати коливання температури датчика через рух повітря в приміщенні: Датчик живиться від контакту 6 згідно з певними командами, що надходять від монітора порту Arduino IDE. Після цього датчик вмикається і відстежується зміна температури. [38]

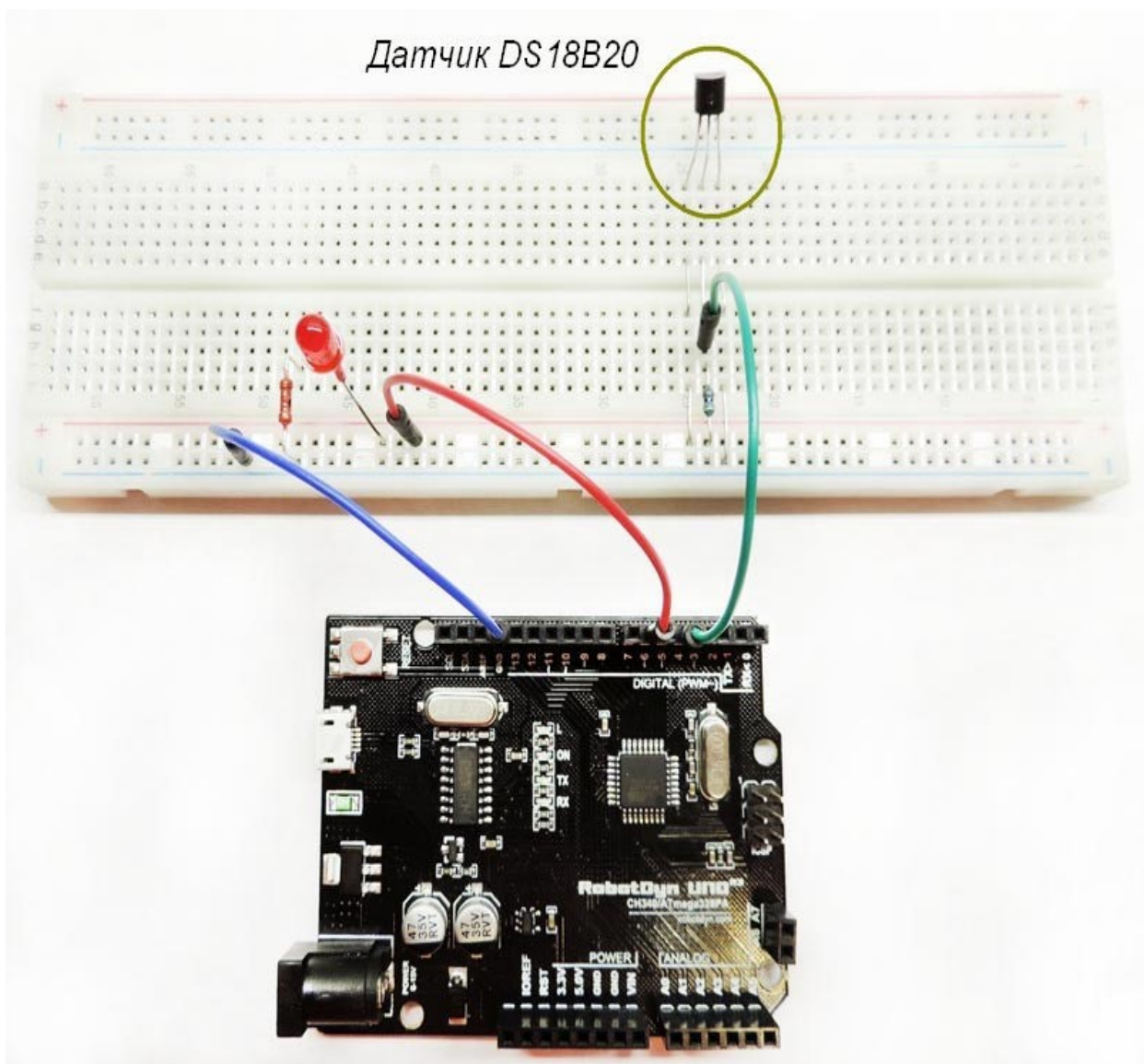


Рисунок 2.8 – Фото підключення датчика DS18B20 до мікроконтролера [38]



Для реалізації алгоритмів, необхідних для роботи датчика, був написаний невеликий скетч, який дозволяє регулювати час доступу до датчика і змінювати роздільну здатність (точність) перетворення температури. Скетч детально прокоментовано. Слід зазначити, що зміна конфігураційного регістру (програмування датчика DS18B20) для встановлення необхідної роздільної здатності перетворення температури та збереження налаштувань в енергонезалежній пам'яті (EEPROM) датчика виконується в рядках 24-30.

Програмний код для керування датчиком DS18B20 дивить у додатку А:

Нижче наведено графік зміни температури внаслідок самонагрівання датчика DS18B20 при вимірюванні температури повітря протягом 6 хвилин. Як показує експеримент, температура самонагрівання датчика досягла стаціонарного стану протягом 6 хвилин. Кожна конфігурація має свій набір графіків (рисунок 2.9, 2.10, 2.11 та 2.12). Першу (початкову) вимірювану температуру на всіх графіках було зменшено до 23,25 °С для зручності ідентифікації. [38]

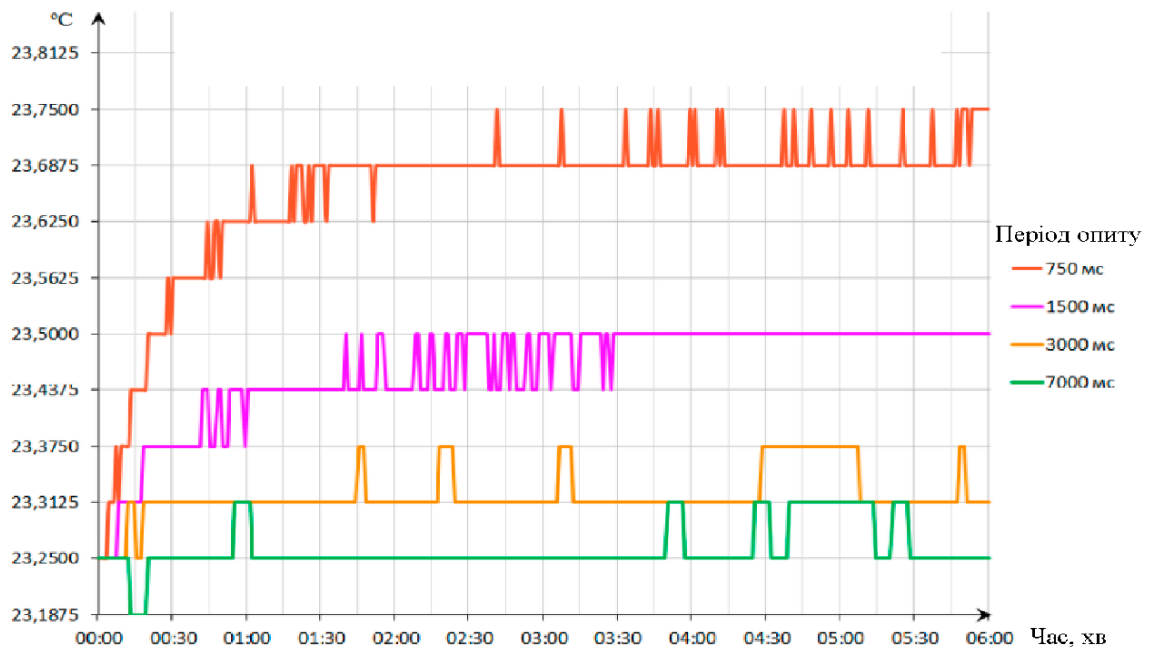


Рисунок 2.9 – Самопрогрівання датчика в залежності від періоду опитування.

Роздільна здатність перетворення - 12 біт, роздільна здатність -0,0625°С,  
напруга живлення – 5 В [38]

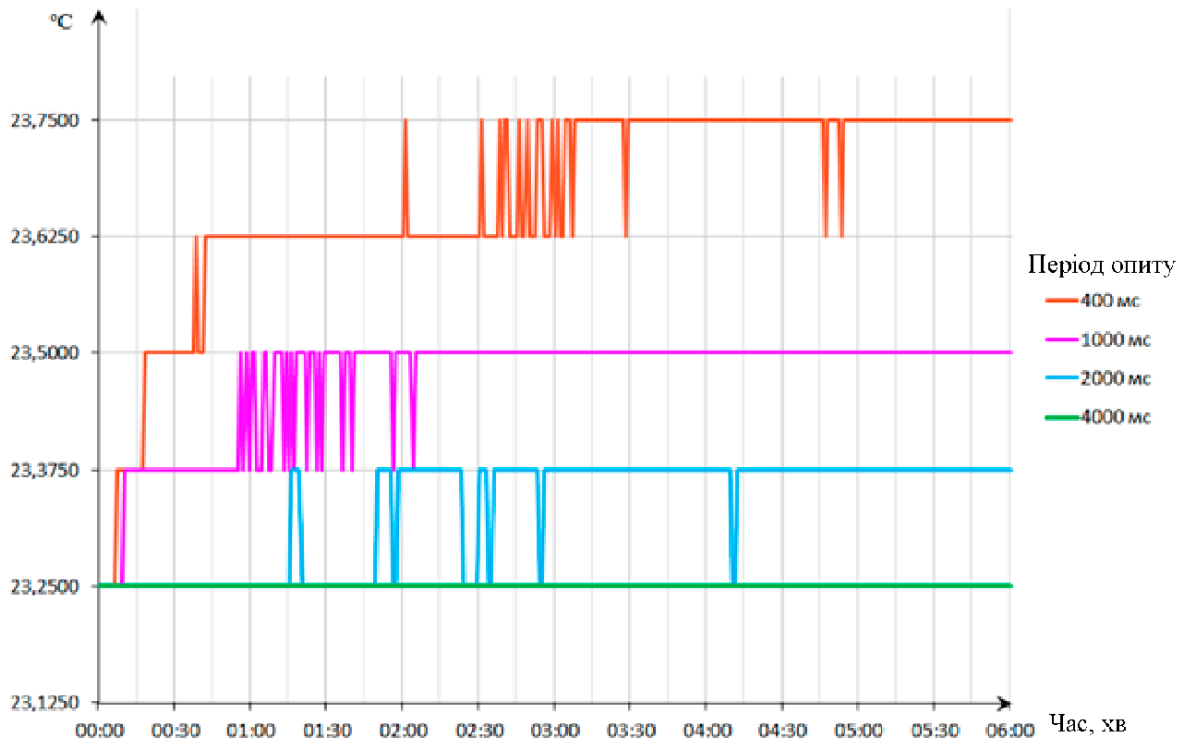


Рисунок 2.10 – Самопрогрівання датчика в залежності від періоду опитування. Роздільна здатність перетворення - 11 біт, роздільна здатність -  $0,125^{\circ}\text{C}$ , напруга живлення – 5 В [38]

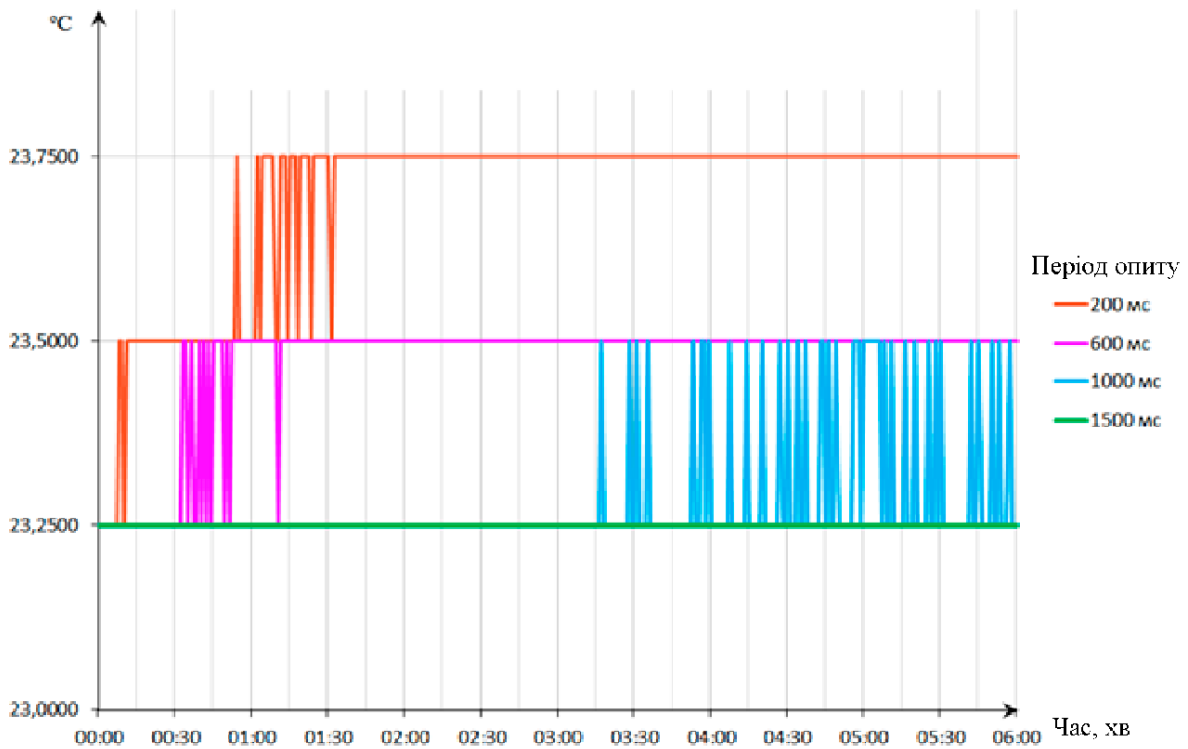


Рисунок 2.11 – Самопрогрівання датчика в залежності від періоду опитування. Роздільна здатність перетворення - 10 біт, роздільна здатність -  $0,25^{\circ}\text{C}$ , напруга живлення – 5 В [38]

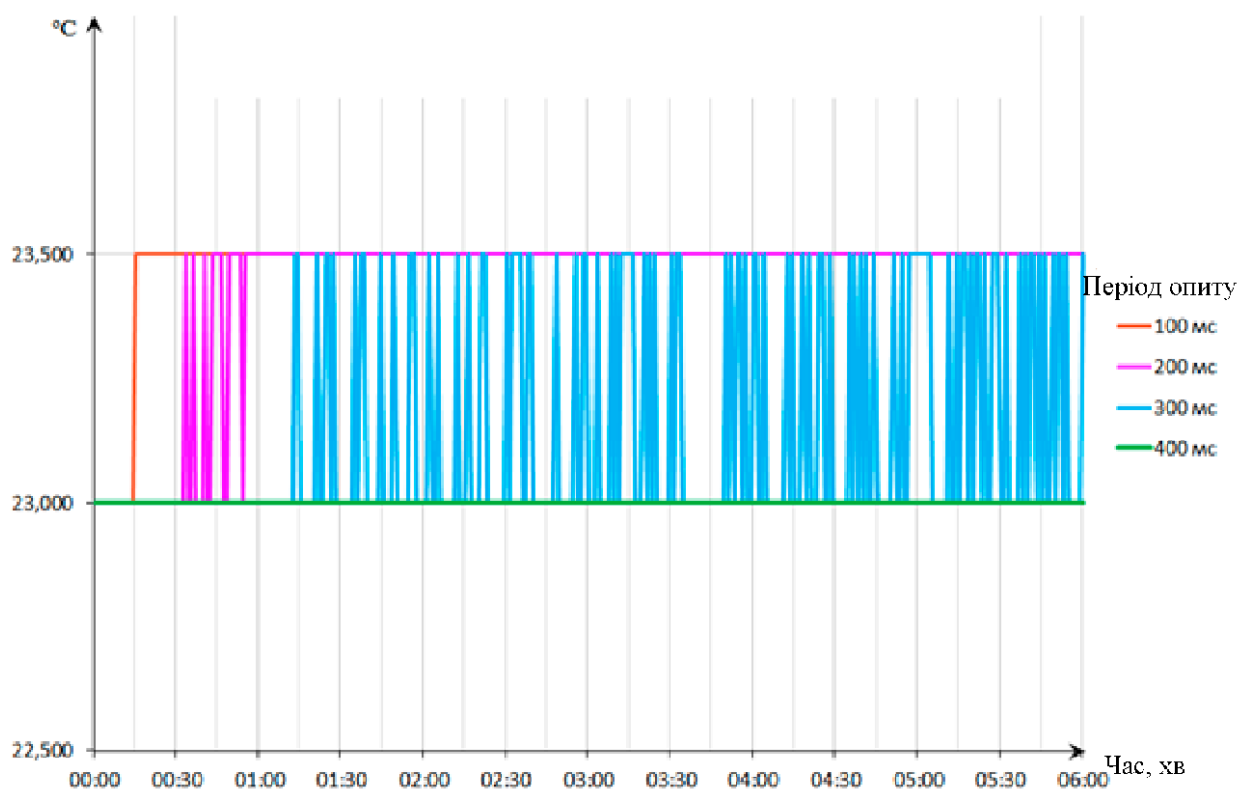


Рисунок 2.12 – Самопрогрівання датчика в залежності від періоду опитування. Роздільна здатність перетворення - 9 біт, роздільна здатність -  $0,5^{\circ}\text{C}$ , напруга живлення – 5 В [38]

Датчик не може надати нове значення температури, доки перетворення температури не завершиться. Тому цикл опитування датчика не повинен бути коротшим за час перетворення температури. Як видно з графіка, коли час опитування датчика близький до часу перетворення, спостерігається максимальна температура ядра датчика (близько  $0,5^{\circ}\text{C}$ ), незалежно від роздільної здатності перетворення температури. Якщо температура датчика не змінюється або коливається в межах роздільної здатності перетворення, можна припустити, що ефект самонагрівання відсутній. Якщо час опитування приблизно на порядок перевищує час перетворення температури, ефект самонагрівання не спостерігається. Якщо роздільна здатність перетворення температури датчика DS18B20 встановлена на 9 біт, достатньо встановити час доступу до датчика, що в чотири рази перевищує час перетворення, щоб датчик не нагрівався. Але тут треба розуміти, що датчик все ще гарячий, але в меншій мірі, ніж дискретний характер перетворення і тому не помітний для нас.

Самонагрівання датчика DS18B20 в ізоляції. Помістимо датчик між двома шматками пінопласту, як показано на рисунку 2.13. Як відомо, пінополістирол є одним з найкращих ізоляторів. Це мінімізує вплив навколишнього повітря на температуру датчика.

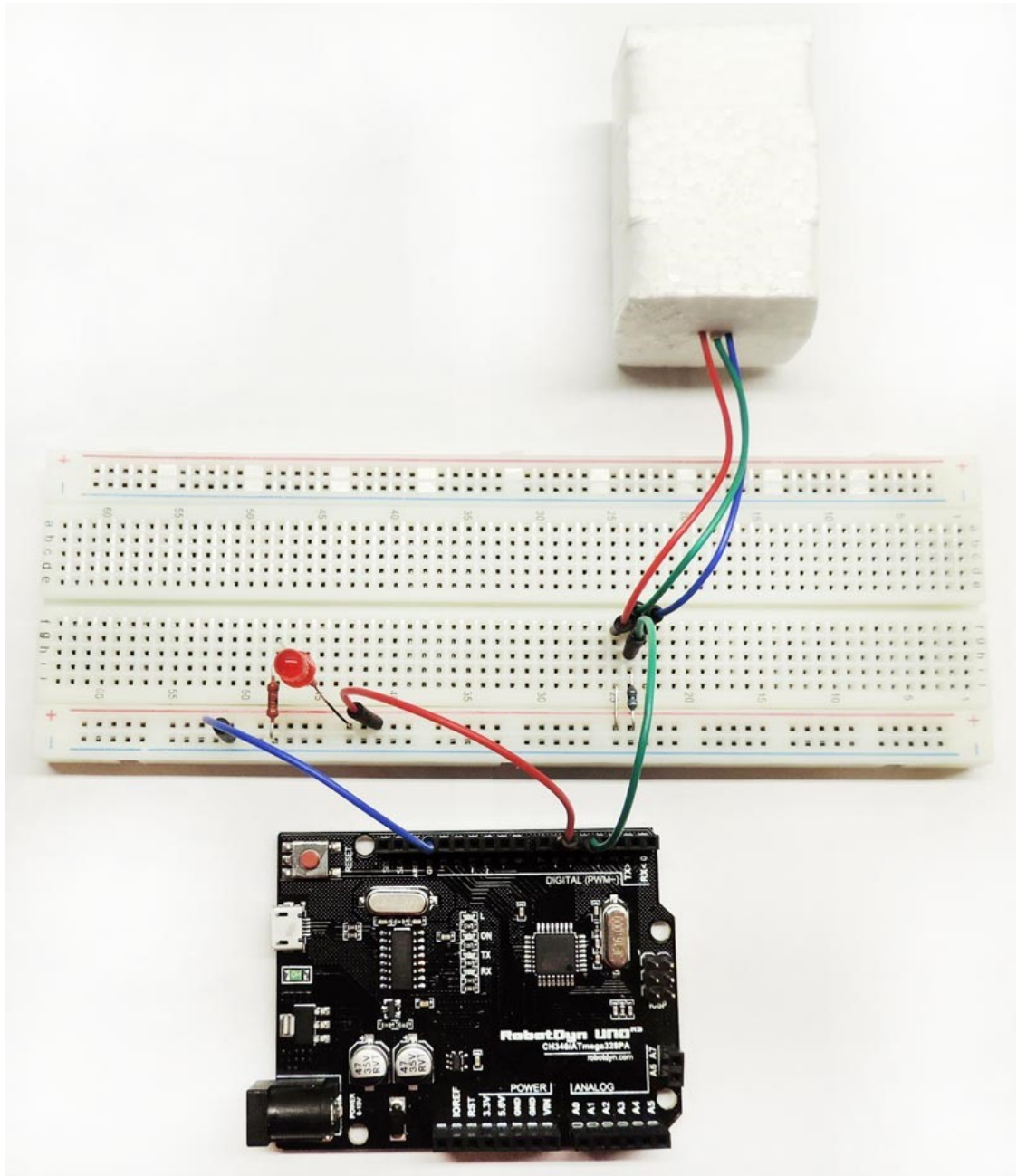


Рисунок 2.13 – Фото підключення датчика DS18B20 в термоізоляційному матеріалі до мікроконтролера [38]

Теоретично, датчик може нагрітися до дуже високої температури, якщо його помістити в ідеальну ізоляцію з «нульовою» теплоємністю. Однак пінополістирол не дуже добре підходить для цієї мети, оскільки він також виконує функцію тепловідводу, і за мінімально можливий час опитування

датчик прогрівся лише на  $0,8^{\circ}\text{C}$  (рис. 2.14). Після того, як час опитування було збільшено до 7 секунд, послідовного нагріву датчика не спостерігалось. Це ще раз доводить, що ефект самонагрівання датчика DS18B20 не спостерігається, коли час опитування перевищує порядок перетворення температури [38].

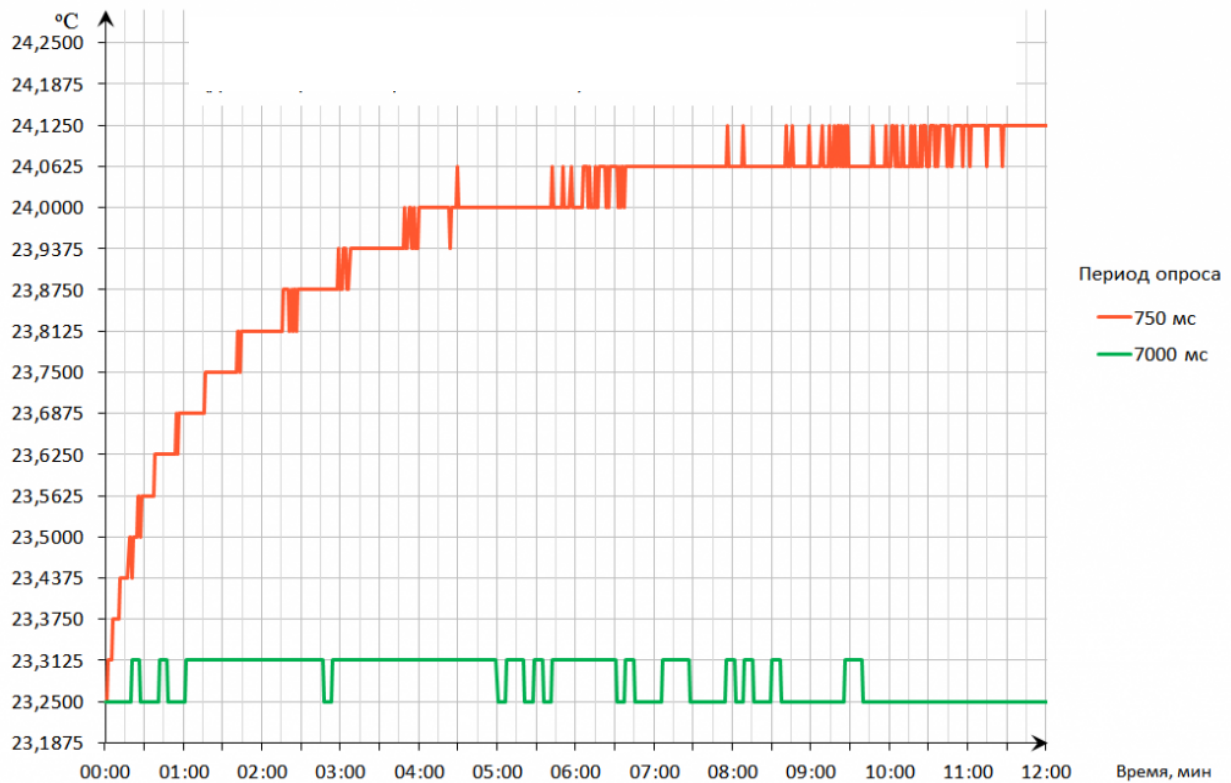


Рисунок 2.14 – Самопрогрівання датчика(в пінопласті) в залежності від періоду опитування. Роздільна здатність перетворення - 12 біт, роздільна здатність  $-0,0625^{\circ}\text{C}$ , напруга живлення – 5 В [38]

Струм, що протікає через датчик під час процесу перетворення температури, генерує певну кількість енергії в кристалі датчика, що призводить до його нагрівання. Якщо час доступу до датчика порівняний з часом перетворення, датчик може нагрітися до  $0,5^{\circ}\text{C}$  на відкритому повітрі. Щоб уникнути цього, час доступу до датчика повинен бути значно більшим, ніж час перетворення температури.

Завдяки тепловому опору кристал-корпус-радіатор датчик нагрівається навіть при встановленні на алюмінієвий радіатор. У цьому випадку самонагрівання досягає  $0,125^{\circ}\text{C}$ .

## 2.5 Мікроконтролер підсистеми температурного контролю STM32F051K8T6

Для контролю системи живлення імплантованого протезу, було обрано мікроконтролер - STM32F051K8T6 (рис. 2.15).

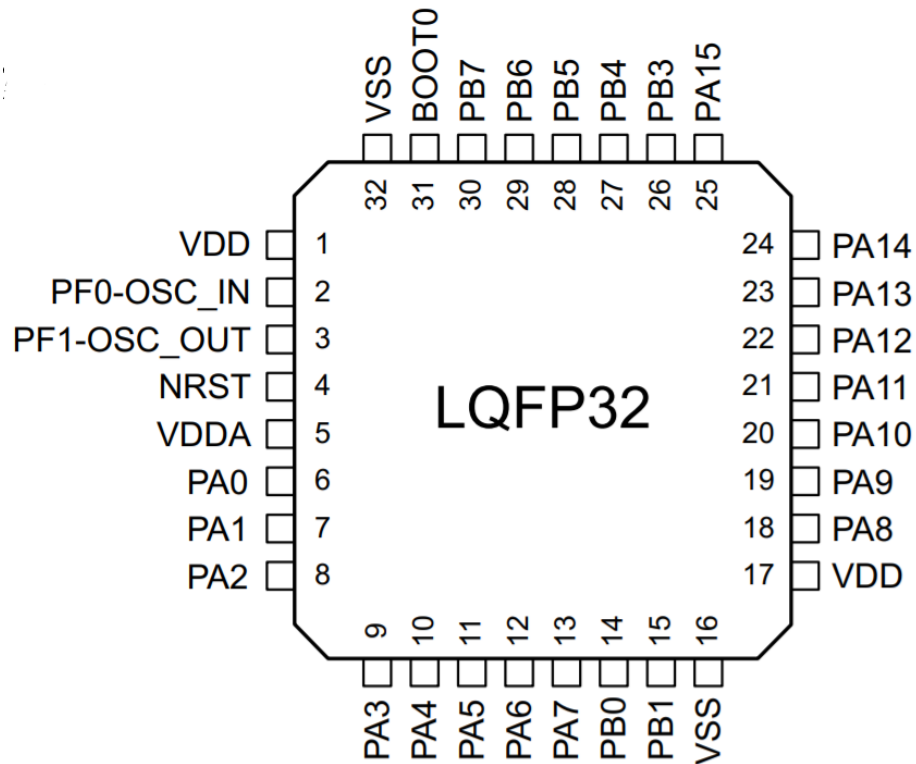


Рисунок 2.15 – Структурна схема розташування контактів мікроконтролера STM32F051K8T6 [39]

Даний мікроконтролер було обрано завдяки таким його параметрам:

- Розміри: 5x5x0,5мм (рисунок 2.16, та таблиця 2.6);
- АЦП: 4 x 12 bit;
- Кількість входів/виходів: 26 I/O;
- Живлення: 1.71 V -3.6 V;
- Температура: -40 + 85 °C;
- Конфігурації інтерфейсу: I2C, SPI, UART, USB;
- Об'єм програмної пам'яті: 512 kB;
- Частота: 170 МГц;

- ОЗУ: 112 kB;
- Вага: 34 mg;
- Вологостійкість корпусу відповідно зі стандарту IP69D.

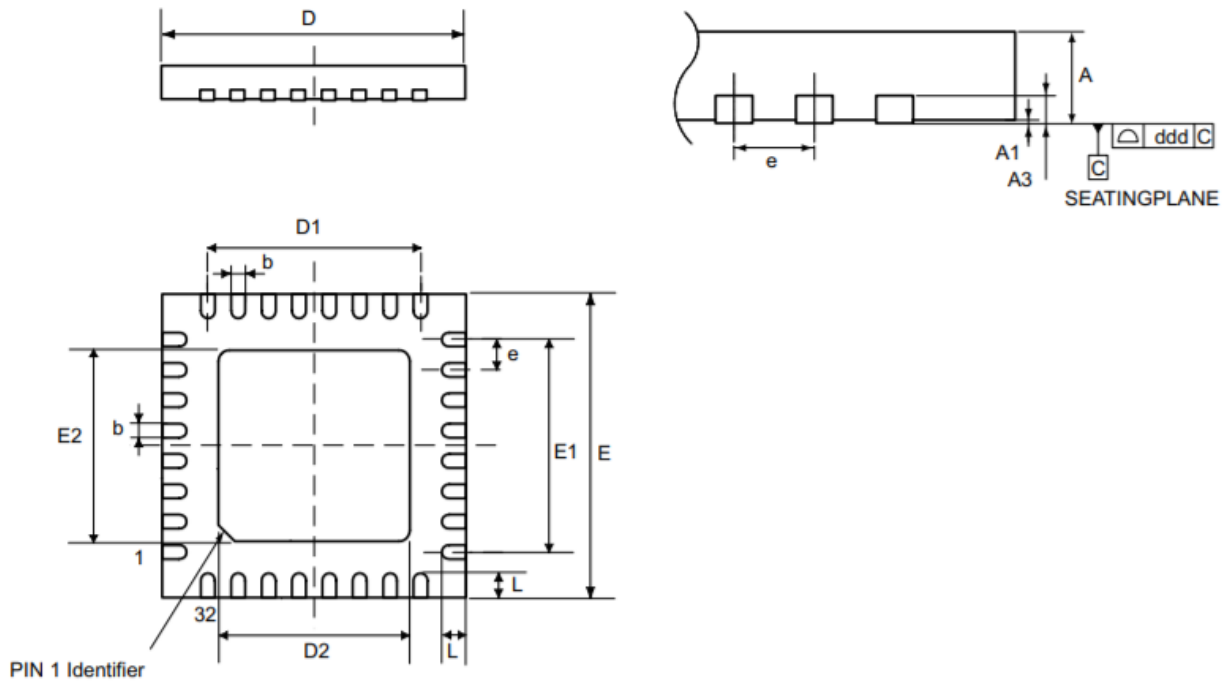


Рисунок 2.16 – Креслення розмірів мікроконтролеру STM32F051K8T6 [40]

Таблиця 2.6 - Розміри STM32F051K8T6

Символ	Розміри, мм		
	Мінімальний	Середній	Максимальний
A	0.500	0.550	0.600
A1	-	-	0.050
A3	-	0.152	-
b	0.180	0.230	0.280
D	4.900	5.000	5.100
D1	3.400	3.500	3.600
D2	3.400	3.500	3.600
E	4.900	5.000	5.100
E1	3.400	3.500	3.600
E2	3.400	3.500	3.600
e	-	0.500	-
L	0.300	0.400	0.500
ddd	-	-	0.080

Проаналізувавши параметри цього мікроконтролера, можна зробити висновок, що він придатний для використання в підсистемі терморегуляції імплантованого протеза.

## 2.6 Структура та схемотехнічні рішення підсистеми вимірювання температурних показників імплантованих пристроїв

Структура енергосистеми (рис. 2.17) складається з зовнішнього та внутрішнього блоків. Зовнішній блок відповідає за передачу енергії від індуктора-передавача до індуктора-приймача. Внутрішній блок відповідає за живлення імплантованого протеза та зберігання енергії в резервному акумуляторі.

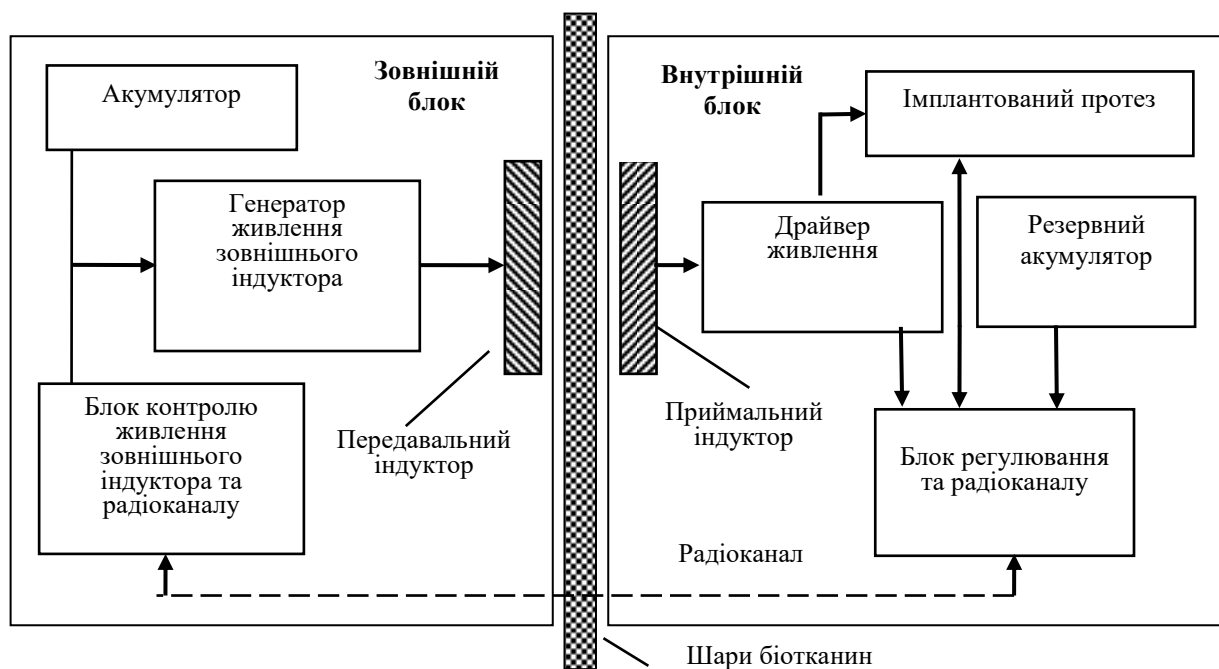


Рисунок 2.17 – Структура системи живлення імплантованого протезу

Під час роботи описаної системи частина енергії втрачається на роботу самого протеза і всіх елементів бездротової електронної підтримки.

Тому базова система потребує вдосконалення шляхом додавання підсистеми вимірювання температурних показників (рис. 2.18) в наступних



елементах імплантату: приймального індуктору, драйверу живлення, блоку регулювання та радіоканалу, резервного акумулятору, імплантованого протезу.

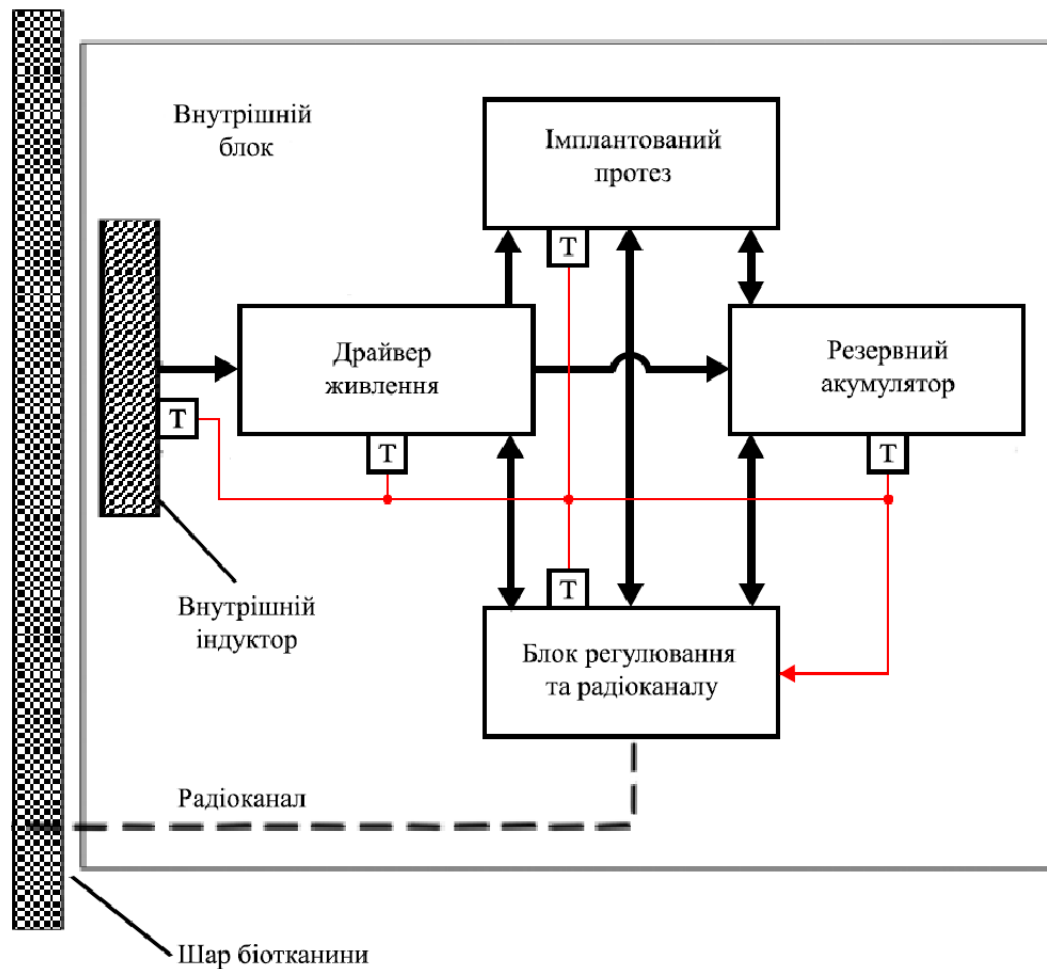


Рисунок 2.18 – Структура внутрішньої системи живлення імплантованого протезу та підсистеми вимірювання температури

Існує два типи датчиків температури DS18B20, які можна підключити до мікроконтролера:

- у режимі нормального живлення;
- у режимі паразитичного живлення.

## 2.6.1 Підключення з стандартним режимом живлення

У цьому режимі всі датчики температури DS18B20 підключаються паралельно до мікроконтролера, а для забезпечення стабільної передачі даних необхідно додати додатковий підтягуючий резистор 4,7 кОм вздовж шини даних між сигнальною та силовою лініями.

Схема живиться від лінії живлення 3,0 В.

Підключення DS18B20. Вивід №3 (живлення) підключений до лінії живлення 3 В. Вивід №1 підключений до лінії заземлення. Сигнальний вивід №2 є інформаційним і підключається до інформаційного виводу вводу/виводу №6 мікроконтролера STM32F051K8T6.

Бібліотека OneWire.h може одночасно зчитувати всі дані з усіх датчиків, підключених до мікроконтролера. Унікальний 64-розрядний послідовний код, який визначається під час виконання програми, використовується для того, щоб дізнатися, з якого датчика було отримано значення температури.

Для підключення до звичайного джерела живлення використовуйте схему, показану на рисунку 2.19

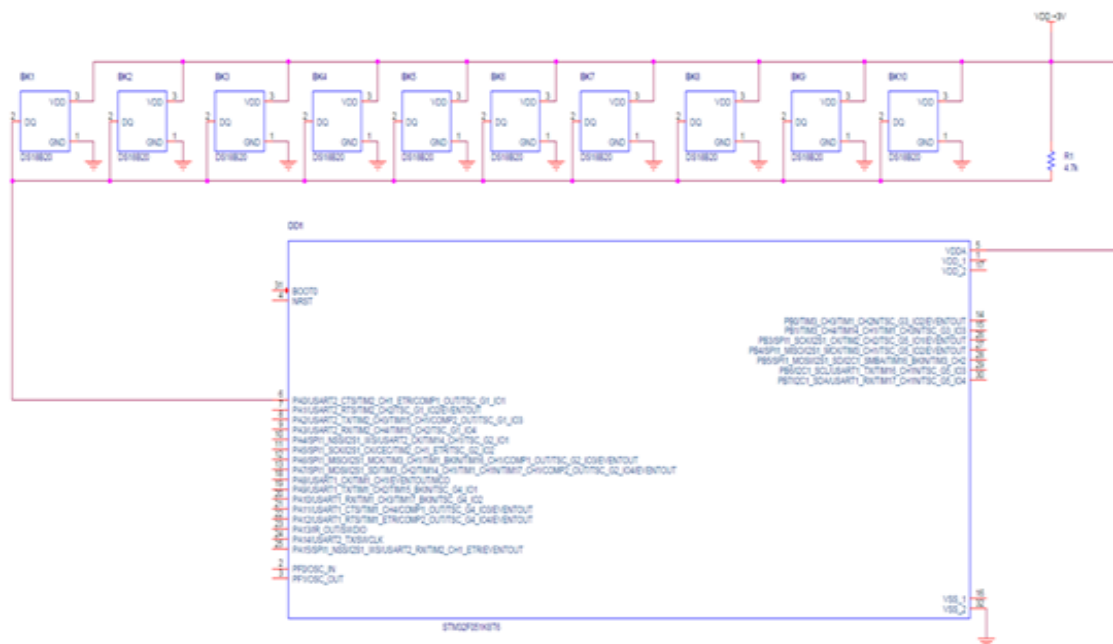


Рисунок 2.19 - Схема підключення датчиків температури DS18B20 з стандартним режимом живлення

## 2.6.2 Підключення із модифікованим режимом живлення

У цьому режимі датчик температури DS18B20 працює за рахунок енергії, накопиченої в паразитній ємності.

Схема живиться від лінії живлення 3,0 В.

Підключення DS18B20. Вивід №2 (живлення) підключається до виводу №1 (заземлення). Вивід №1 підключається до лінії заземлення. Інформаційний вивід №2 в цьому методі підключається до виводу вводу/виводу інформації №6 мікроконтролера STM32F051K8T6, оскільки він слугує лінією живлення для датчика температури, а також інформаційним каналом через паразитну ємність, що створюється в датчику.

Перевага цього методу полягає в тому, що використовується менше провідників.

Як і в першому способі, передача інформації відбувається за допомогою бібліотек OneWire.h. 64-розрядний серійний код, отриманий в результаті запуску програми, також дозволяє користувачеві дізнатися, з якого датчика було отримано значення температури.

Для підключення з модифікованим режимом живлення використовують схему, наведену на рисунку 2.20.

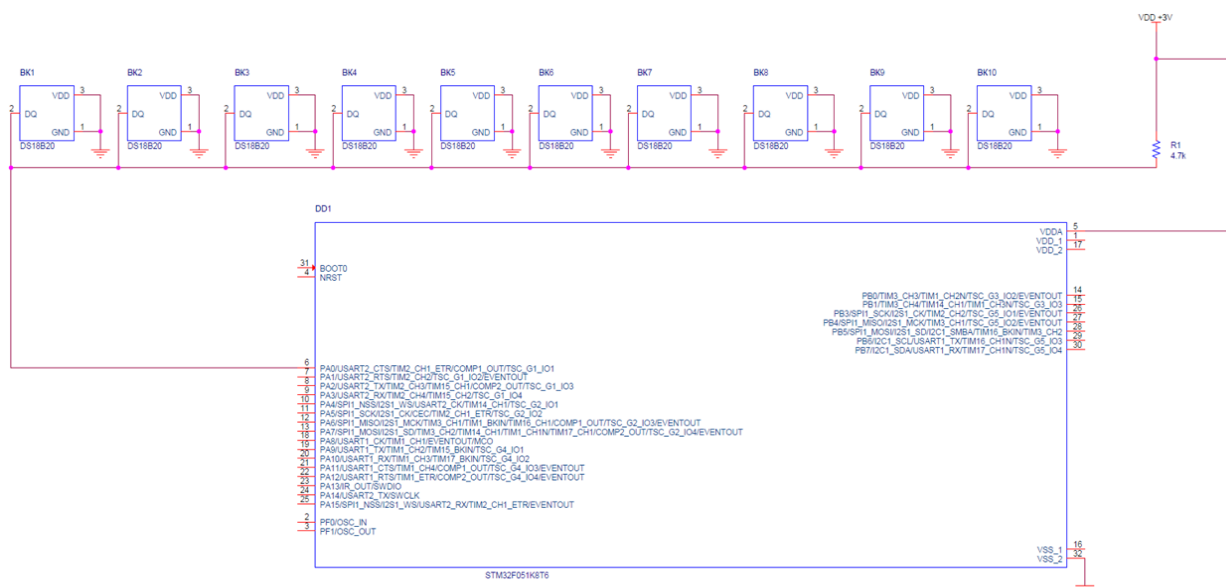


Рисунок 2.20 - Схема підключення датчиків температури DS18B20 з модифікованим режимом живлення

### **3 ТЕХНІЧНІ РІШЕННЯ ПОБУДОВИ ЕЛЕМЕНТІВ ПІДСИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ІМПЛАНТОВАНИХ ПРИСТРОЇВ**

#### **3.1 Схема електрична принципова підключення датчиків DS18B20 до STM32F051K8T6**

З двох способів підключення було обрано спосіб підключення зі змінним режимом живлення для датчика температури DS18B20. Перевага цього методу полягає в тому, що використовується менша кількість провідників. Підключення DS18B20 показано на рис. 3.1. Вивід №3 (живлення) замкнений на вивід №1 (земля). Вивід №1 підключений до лінії заземлення. Інформаційний вивід №2 в цьому методі виконує роль лінії живлення для датчика температури, а також інформаційного каналу, і підключений до виводу вводу/виводу інформації №6 мікроконтролера STM32F051K8T6 через паразитну ємність в електричному ланцюзі датчика.

Після ініціалізації імпульс присутності від підлеглого датчика вказує на те, що підлеглий пристрій присутній в системі і готовий до виконання операції. Датчик температури передає цю інформацію мікроконтролеру через протокол інтерфейсу 1-Wire:

- Серійний номер датчика;
- Показання температури, зафіксовані датчиком.

Рекомендується сканувати температуру кожні 3 секунди з роздільною здатністю перетворення 12 біт (роздільна здатність  $-0,0625^{\circ}\text{C}$ ), щоб можна було знехтувати фактором самонагрівання датчика.

Мікроконтролер формує послідовність даних відповідно до інформації, отриманої від датчиків, обробляє їх і формує пакети про температурний стан імплантованого протеза і системи живлення, які передаються на Bluetooth-модуль.

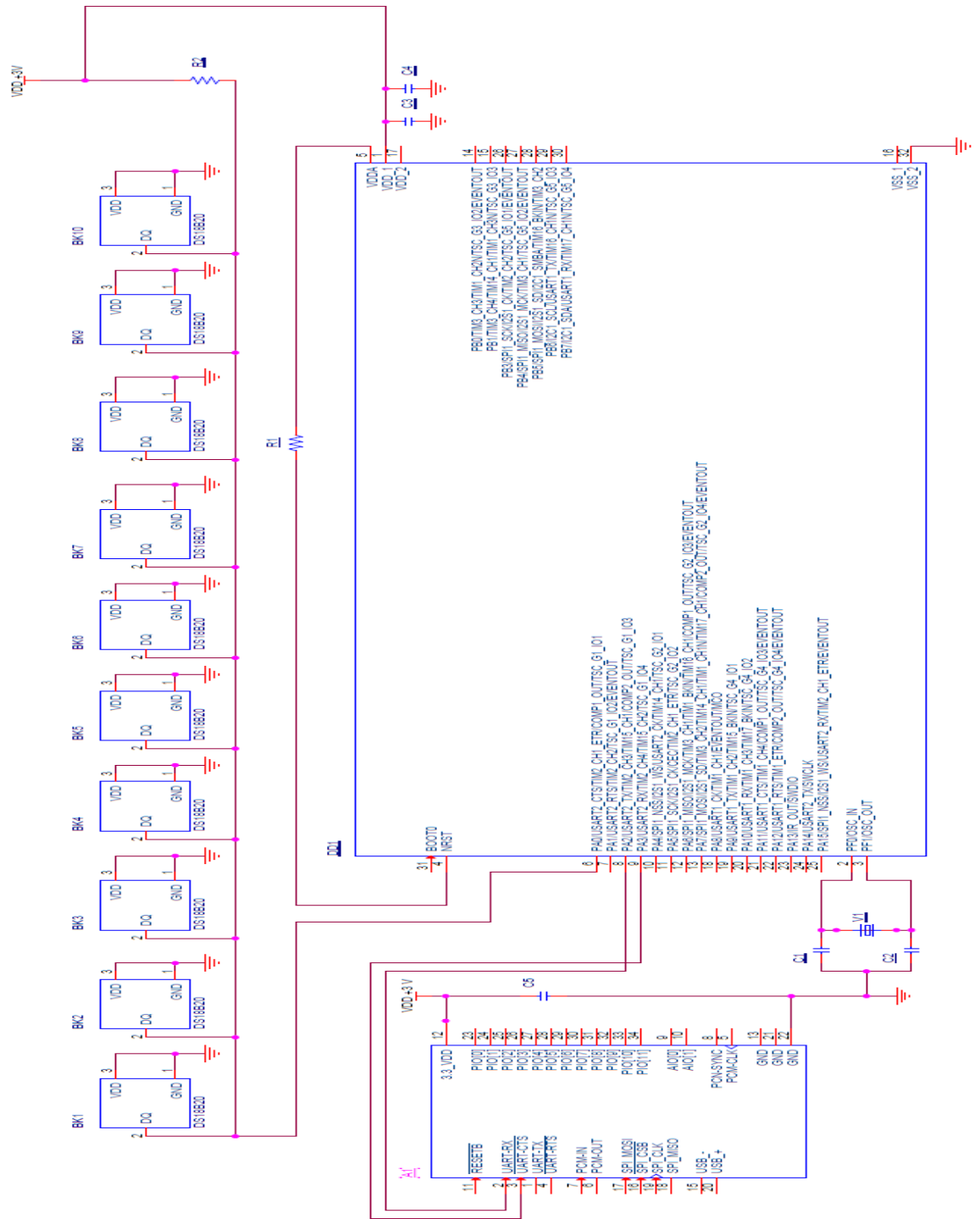


Рисунок 3.1 - Схема електрична принципова підключення DS18B20 до STM32F051K8T6

Дані з Bluetooth-модуля передаються по радіоканалу користувачеві і зовнішньому джерелу живлення бездротової системи.

### 3.2 Алгоритм роботи підсистеми моніторингу температури

Логічну послідовність дій процесу вимірювання температури відображає алгоритм роботи підсистеми приведений на рисунку 3.2.

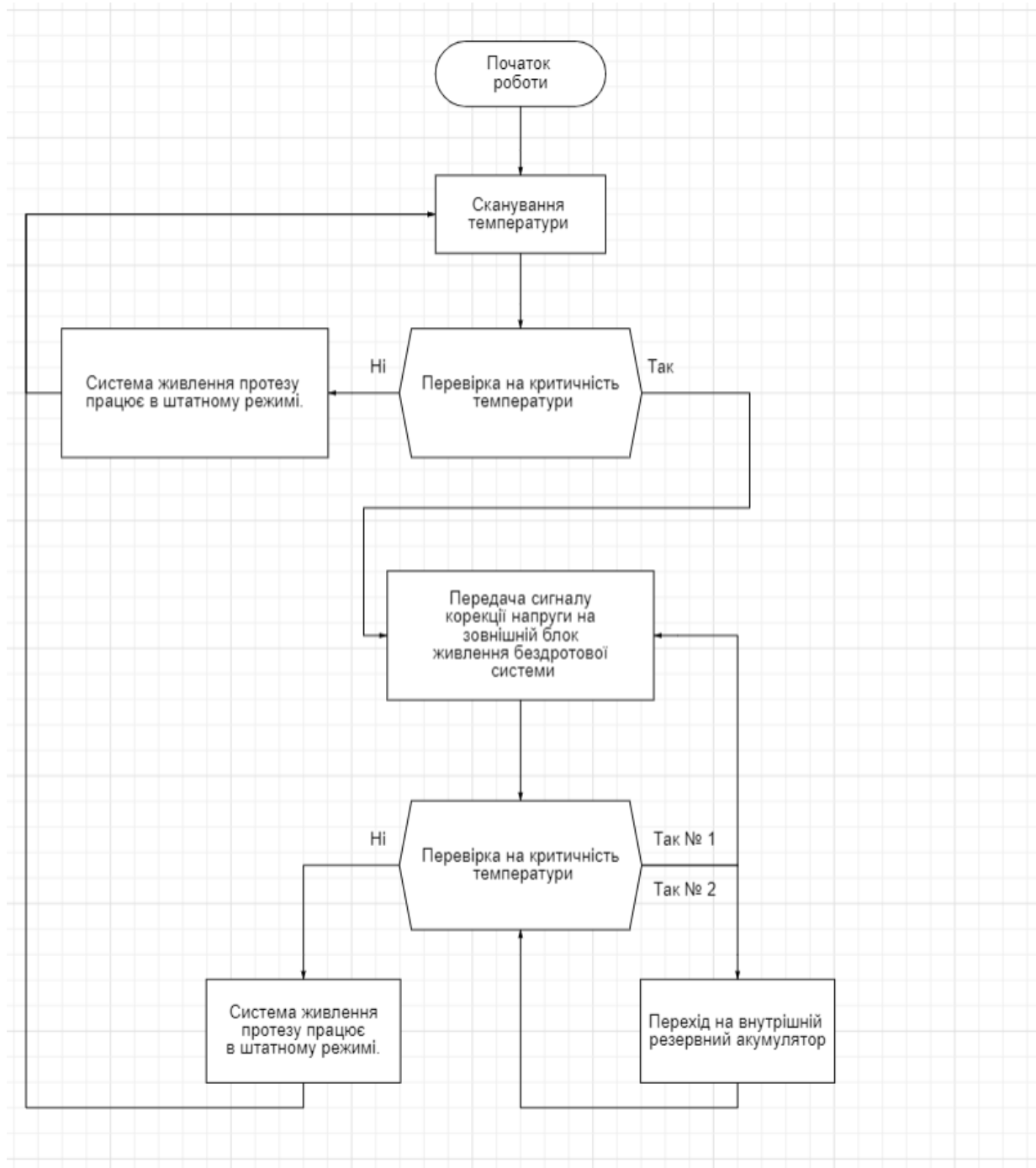


Рисунок 3.2 – Алгоритм роботи підсистеми контролю температурного режиму

Послідовність виконання алгоритму відображають наступні позиції –

- 1) Початок роботи підсистеми. Мікроконтролер перевіряє, чи всі датчики температури працюють належним чином, тобто чи вони ініціалізовані. Якщо мікроконтролеру не вдається ініціалізувати один з датчиків, користувачеві надсилається сигнал тривоги, який вказує на те, що датчик вийшов з ладу.
- 2) Сканування температури. МК отримує данні від датчика температури про поточний температурний режим.
- 3) Перевірка температури на критичність:
  - «Ні», якщо температура імплантованого протеза та системи живлення не перевищує нормованих значень. У цьому випадку система живлення працює в нормальному режимі, а підсистема вимірювання температури продовжує сканування.
  - «Так», Якщо температура імплантованого протеза та джерела живлення перевищує нормоване значення. У цьому випадку команда на корекцію напруги передачі надсилається з внутрішньої системи на зовнішній блок системи електроживлення по радіоканалу. Після отримання команди внутрішній блок передає відповідь про те, що команда була отримана і підтверджена правильно. Якщо команда невірна, внутрішній блок надсилає запит на передачу попередньої команди.
- 4) Наступним кроком є перевірка критичності температури після зміни напруги передачі:
  - «Ні» - з новою конфігурацією ланцюга живлення система працює нормально.
  - «Так №1» - цей цикл повторюється до тих пір, поки напруга провідності не досягне критичного значення для ланцюга живлення.
  - «Так №2» - Коли напруга в мережі досягає критичного значення, енергосистема перемикається на резервний акумулятор.

В додатку А, приведено модернізований алгоритм роботи підсистеми живлення.

### **3.3 Програмний код для роботи мікроконтролер-термодатчик**

Пошук адрес датчиків DS18B20s на шині мікроконтролера. Наступний код виявляє всі DS18B20, присутні на шині, і маркує їх адреси на 1-Wire монітор послідовного порту.

Скетч для визначення 64-бітних адресів термодатчиків приведено у додатку Е.

## **4 АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАПРОПОНОВАНИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ**

### **4.1 Опис підсистеми**

У даному розділі представлені оцінка собівартості проекту «Підсистема вимірювання температурних показників імплантованого протезу».

Для роботи необхідно офісне приміщення, ноутбук з попередньо встановленою операційною системою Microsoft Windows 10, програмне забезпечення, а саме: пакет офісних додатків Microsoft Office, програма для моделювання OrCAD та Microsoft Visual. Для роздрукування звітів і їх зберігання знадобиться принтер, папір А4, файли, папки та USB накопичувач.

### **4.2 Розрахунок собівартості і ціни виробу**

Виробничі витрати складаються з різних статей витрат. До них відносяться основні матеріальні витрати, витрати на витратні матеріали, пряма заробітна плата, додаткова заробітна плата, різні податки та відрахування.



Для розробки макету підсистеми вимірювання температури імплантованого протеза потрібні такі працівники: менеджер, інженер-програміст та інженер. Розглянемо також випадок, коли цю роботу виконують науковий керівник і два студенти-практиканти. Середній робочий день становить 22 дні. Склад виконавців наведено в таблиці 4.1, таблиці 4.2.

Таблиця 4.1 – Склад виконавців роботи (перший варіант)

Посади	Посадові оклади, грн	
	Місячні	Денні
Керівник	22000	1000
Інженер програміст	16000	727.27
Інженер	10000	454.45

Розрахуємо тривалість розробки за видами робіт. Результати розрахунків містяться в таблиці 4.3, таблиці 4.4.

Таблиця 4.2 – Склад виконавців роботи (другий варіант)

Посади	Посадові оклади, грн	
	Місячні	Денні
Керівник	22000	1000
Студент- практикант програміст	7000	318.18
Студент-практикант інженер	6000	272.73

Таблиця 4.3 - Розрахунок трудомісткості роботи (перший варіант)

Вид робіт	Тривалість, днів	Тривалість, днів	Виконавець		
			Керівник	Інженер програміст	Інженер
Технічне завдання (ТЗ)	1	3	+	+	+
Постановка задачі	1	3	+	+	+
Розробка графіка ходу роботи	1	3	+	+	+
Визначення вимог до розробки алгоритму	1	2	+	+	-
Розробка ТЗ	2	6	+	+	+
Погодження та затвердження ТЗ	1	3	+	+	+
Встановлення програмного забезпечення	1	1	+	-	-
Створення макету	7	14	+	+	-
Тестування макету	5	10	+	-	+
Оформлення звіту про виконання роботи	1	3	+	+	+
Здача продукту в експлуатацію	1	1	+	-	-
Разом	22	49	22	15	12

Таблиця 4.4 - Розрахунок трудомісткості роботи (другий варіант)

Вид робіт	Тривалість, дні	Трудомісткість	Виконавець		
			Керівник	Студент-практикант програміст	Студент-практикант інженер
Технічне завдання (ТЗ)	1	3	+	+	+
Постановка задачі	1	3	+	+	+
Розробка графіка ходу роботи	1	3	+	+	+
Визначення вимог до розробки алгоритму	1	2	+	+	-
Розробка ТЗ	1	3	+	+	+
Погодження та затвердження ТЗ	1	3	+	+	+
Встановлення програмного забезпечення	1	1	+	-	-
Створення макету	12	24	+	+	-
Тестування макету	9	18	+	-	+
Оформлення звіту про виконані роботи	1	3	+	+	+
Здача продукту в експлуатацію	1	1	+	-	-
Разом	30	64	30	19	15

Почнається процес розрахунку витрат з розрахунку коштів, необхідних для основної заробітної плати. Щоб розрахувати основну зарплату розробника фільтрів, візьміть до уваги витрати на оплату праці, кількість виконавців та середньоденну заробітну плату. Для цього множимо кількість робочих днів за етапом для кожного виконавця на його заробітну плату:

$$OЗП_{л} = \sum N_i * ЗП_{ср}, \quad (4.1)$$

де  $N_i$ - кількість відпрацьованих днів  $i$ -ми виконавцями за стадіями;

$ЗП_{ср}$  - денні оклади  $i$ -х виконавців, грн.

Отже:

$$\begin{aligned} OЗП_{л1} &= 22 * 1000 + 15 * 727.27 + 12 * 454.45 = 22000 + 10909.05 + 5453.4 \\ &= 38362.45, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} OЗП_{л1} &= 30 * 1000 + 19 * 318.18 + 15 * 250 = 30000 + 6045.42 + 3750 \\ &= 39795.42. \end{aligned}$$

Зробимо розрахунок додаткової заробітної плати (ДЗП), яка дорівнює 20% від ОЗП.

$$ДЗП = 20\%OЗП_{л}. \quad (4.2)$$

Отже:

$$ДЗП_1 = 0.2 * 38362.45 = 7672.49,$$

$$ДЗП_2 = 0.2 * 39795.42 = 7959.08.$$

Загальний фонд заробітної плати становить

$$ФЗП = OЗП_{л} + ДЗП. \quad (4.3)$$

Отже:

$$ФЗП_1 = 38362.45 + 7672.49 = 46034.94,$$

$$\Phi ЗП_2 = 39795.42 + 7959.08 = 47754.5.$$

Нарахування на заробітну плату у відсотках від основної і додаткової заробітної плат (єдиний соціальний внесок) складає 22%.

$$З_{соц} = \Phi ЗП \frac{Н_{соц}}{100}. \quad (4.4)$$

Отже:

$$З_{соц1} = 46034.94 * \frac{22}{100} = 10127.68, \quad (4.5)$$

$$З_{соц1} = 47754.5 * \frac{22}{100} = 10505.99. \quad (4.6)$$

### 4.3 Розрахунок витрат і ціни розробки проекту

Таблиця 4.5 - Купівля основних матеріалів (перший варіант)

№ п/п	Виріб	Кількість	Ціна за одиницю товару, грн	Сума, грн
1	Робоче місце керівника	1	6200	6200
2	Ноутбук	2	20000	40000
2	Робоче місце інженера програміста	1	6000	6000
4	Робоче місце інженера	1	6000	6000
5	Лазерний принтер	1	7000	7000
Разом				65200

Таблиця 4.6 - Купівля основних матеріалів (другий варіант)

№ п/п	Виріб	Кількість	Ціна за одиницю товару, грн	Сума, грн
1	Робоче місце керівника	1	6200	6200
2	Ноутбук	2	15000	30000
2	Робоче місце студента-практиканта розробника алгоритму	1	5000	5000
4	Робоче місце студента-практиканта тестувальника алгоритму	1	5000	5000
5	Лазерний принтер	1	6000	6000
Разом				52200

Таким чином, основні витрати на матеріали складають 65200 грн. (перший випадок), 52200 грн. (другий випадок). У таблиці 4.4 представлені витратні матеріали.

Таблиця 4.7 - Витратні матеріали

№ п/п	Матеріал	Кількість, од.	Ціна за одиницю, грн	Сума, грн
1	STM32F051K8T6	1	421	421
2	DS18B20	10	89,50	895
3	Елементна база	1	215	215
Разом				1531

Для визначення собівартості необхідно ще врахувати амортизацію основних засобів:

$$A_{OЗ} = \frac{OЗ * N_{AM} * T_{П}}{100 * T_{год}}, \quad (4.7)$$

де OЗ -основні засоби, грн;

$N_{AM}$ - норма амортизації, грн;

$T_{год}$  -кількість робочих днів у році;

$T_{П}$ - кількість днів необхідних на реалізацію.

Тоді:

$$A_{OЗ1} = \frac{65200 * 25 * 22}{100 * 251} = 1428.68,$$

$$A_{OЗ2} = \frac{52200 * 25 * 22}{100 * 251} = 1143.82.$$

Для реалізації проекту потрібно приміщення, де будуть розміщено обладнання та меблі. Для цього потрібно орендувати офіс, що б не було нагромадження був обраний офіс площею 18 м<sup>2</sup>. Ціна оренди включає в себе вартість оплати комунальних послуг і становить 5000 грн / міс.

Собівартість проекту «Підсистеми вимірювання температурних показників імплантованого протезу»

$$CB = OЗП_{Л} + ДЗП + ЄCB + A_{OЗ} + B_{MAT} + IBV + O_{ПOM}, \quad (4.8)$$

$$CB_1 = 38362.45 + 7672.49 + 10127.68 + 1428.68 + 1531 + 5754.36 + 5000 \\ = 69876,66,$$

$$CB_2 = 39795.42 + 7959.08 + 10505.99 + 1143.82 + 1531 + 5969,31 + 5000 \\ = 71904,62.$$

Калькуляційні статті на розробку сайту представлені в таблиці 4.8(перший випадок), 4.9 (другий випадок).

Таблиця 4.8 - Собівартість і ціна продукту (перший випадок)

№ п/п	Стаття калькуляції	Витрати, грн	Примітки
1	Основна заробітна плата	38362.45	Формула (4.1)
2	Додаткова заробітна плата	7672.49	Формула (4.2)
3	Єдиний соціальний внесок	10127.68	Формула (4.4)
4	Амортизація	1428.68	Формула (4.5)
5	Витратні матеріали	1531	Таблиця 4.4
6	Інші виробничі витрати	5754.36	15% ОЗПл
7	Оренда	5000	-
8	Собівартість розробки	69876.66	Формула (4.6)

Таблиця 4.9 - Собівартість і ціна продукту (другий випадок)

№ п/п	Стаття калькуляції	Витрати, грн	Примітки
1	Основна заробітна плата	39795.42	Формула (4.1)
2	Додаткова заробітна плата	7959.08	Формула (4.2)
3	Єдиний соціальний внесок	10505.99	Формула (4.4)
4	Амортизація	1143.82	Формула (4.5)
5	Витратні матеріали	1531	Таблиця 4.4

Продовження до таблиці 4.9 (другий варіант)



№ п/п	Стаття калькуляції	Витрати, грн	Примітки
6	Інші виробничі витрати	5969.31	15% ОЗПл
7	Оренда	5000	-
8	Собівартість розробки фільтрів	71904.62	Формула (4.6)

#### 4.4 Висновки по маркетинговому дослідженню

В даному розділі були проведено економічне обґрунтування розробки проекту «Підсистеми вимірювання температурних показників імплантованого протезу». Було розроблено ТЗ і складено схему витрат. Для цього було розраховано основну та додаткову заробітну плату робочих, єдиний соціальний внесок, амортизацію основних засобів, собівартість витратних матеріалів, оренда приміщення та інші виробничі витрати. Собівартість розробки проекту «Підсистеми вимірювання температурних показників імплантованого протезу» склала 69876.66 грн у першому випадку, та 77904,62 грн у другому випадку. Тобто найняти інженера програміста та інженера вигідніше, ніж студентів-практикантів.

## ВИСНОВКИ

Було проведений аналіз різних методів та засобів вимірювання температури імплантатів у живих організмах. Найбільш достовірним методом слід вважати безпосереднє контактне вимірювання температури імплантату та передача даних теплового режиму до підсистем керування .

Запропонована структура та схемотехнічні рішення для підсистеми вимірювання температурних показників імплантованих пристроїв. Приведено розрахункове оцінювання впливу енерговтрат імплантату на тепловий стан організму людини. Було встановлено необхідні точнісні характеристики сенсорів температури, таких як цифровий датчик виміру температури - DS18B20. Досліджено вплив саморозігріву DS18B20 на точність вимірів. Також обрано мікроконтролер STM32F051K8T6 для підсистеми температурного контролю. Представлені рішення щодо підключення підсистеми вимірювання температурних показників імплантованих пристроїв зі стандартним і модифікованим режимами живлення. Проведені дослідження дають загальне уявлення про підсистему контролю температури потужних імплантованих протезів та підкреслюють важливість вибору відповідних методів і компонентів для досягнення точного та надійного контролю температури в живому організмі.

У підсумку система забезпечує вимірювання температур в інтервалі - 20-45 °C, з здатністю вимірювання  $\pm 0,0625$  °C, з похибкою не менше 0,1 °C, цифровий сигнал 12 біт двійкової розрядності, кількість точок вимірювання - 10.

За результатами виконання роботи рекомендується:

- до системи бездротового живлення імплантату, необхідно ввести додатковий ланцюг регулювання живлення протезу не тільки по напрузі, а і по температурі елементів імплантату;
- бажано для контролю температури імплантованих об'єктів розробити спеціалізований мікродатчик температури з забезпеченням умов біосумісності.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Mansfel'd A.D. Akustotermometriya. Sostoyanie i perspektivy [Acoustothermometry: Current status and prospects]. Akusticheskiy zhurnal – Acoustical Physics, 2009, vol. 55, no. 4-5, pp. 546-556.
2. Subochev P.V. Razvitiye metodov passivnoy akusticheskoy termografii i akustoyarkostnogo monitoring. Avtoref. diss. kand. ... fiz.-mat. nauk [Development of methods of passive acoustic thermography and monitoring acoustic brightness. Cand. phys.-math. sci. diss. abstr.]. 2010
3. Krotov E.V., Reyman A.M., Subochev P.V. Uchet chastotnoy zavisimosti koeffitsienta akusticheskogo pogloshcheniya pri reshenii zadach akustoyarkostnoy termometrii [Account of frequency dependence of the acoustic absorption coefficient in solving problems of acoustic-brightness thermometry]. Izvestiya vuzov. Radiofizika – Radiophysics and Quantum Electronics, 2006, vol. 49, no. 6, pp. 478488.
4. Anosov A.A., Kazanskiĭ A.S., Less Yu.A., Sharakshané A.S. Teplovoe akusticheskoe izluchenie v model'nykh membranakh pri fazovom perekhode lipidov [Thermal acoustic radiation in model membranes at phase transition of lipids]. Akusticheskiy zhurnal – Acoustical Physics, 2007, vol. 53, no. 6, pp. 843-848.
5. Sharakshane A.S. Vosstanovlenie parametrov menyayushchegosya vo vremeni prostranstvennogo temperaturnogo raspredeleniya model'nykh biologicheskikh ob"ektov metodom akustotermografii. Avtoref. diss. kand. ... fiz.-mat. nauk [Restoring of parameters of the changing in time spatial temperature distribution of model biological objects by acoustic thermography. Cand. phys.-math. sci. diss. abstr.]. 2014.
6. Anosov A.A. Ispol'zovanie apriornoy informatsii v reshenii dinamicheskikh obratnykh zadach akustotermometrii [Usage of a priori information in dynamical inverse problems of passive acoustic thermometry]. Zhurnal radioelektroniki – Journal of Radio Electronics, 2016, no. 6.

7. Anosov A.A., Kazanskiy A.S., Mansfel'd A.D., Sharakshane A.S. Opredelenie polozheniya i razmera nagretoy oblasti metodom dinamicheskoy akustotermografii [Detection of heated region's location and size by dynamical acoustical thermography]. Zhurnal radioelektroniki – Journal of Radio Electronics, 2013, no. 3.
8. Волков А.А., Никифоров В.М., Пирогов Ю.А., Иванов А.В., Прохоров А.С. Реєстрація температурного поля методом магнітно-резонансної томографії // Медична фізика. 2011. № 1 (49). С. 75-81.
9. Гуляев М.В., Ханов С.К., Наместникова Д.Д., Губський Л.В., Фушан Чжоу, Пирогов Ю.А., Панченко В.Я. Магнітно-резонансна термометрія головного мозку щурів методом локальної ЯМР спектроскопії// Журнал радіоелектроніки. 2013. № 10.
10. Ханов С.К. Магнітно-резонансна термометрія на основі вимірювань часу поздовжньої релаксації та хімічного зсуву: автореф. дис. ... канд. фіз.-мат. наук. М: МДУ ім. М.В. Ломоносова, 2013.
11. Іллясов К.А. Розвиток методів магнітно-резонансної томографії у дослідженні самодифузії температурних полів у живих системах: автореф. дис. ... д-ра фіз.-мат. наук. 2011 року.
12. Волков А.А., Какагельдиев С.К., Прохоров А.С., Пирогов Ю.А. Традиційні методи нагріву у застосуванні до магніторезонансної термометрії // Журнал радіоелектроніки. 2012. №1.
13. Rieke V., Pauly K.B. MR Thermometry // J. Magn. Reson. Imaging. 2008. № 27 (2). P. 376-390.
14. Вайсблат А.В., Веснін С.Г., Конкін М.А., Лащенко А.В., Тихомирова Н.М. Використання мікрохвильової радіотермометрії у діагностиці раку молочної залози // Асоціація мікрохвильової радіотермометрії.
15. Мансфельд А.Д. Акустотермометрія. Стан та перспективи // Акустичний журнал. 2009. Т. 55. № 4-5. С. 546-556.

16. Колесов С.М. Полідіапазонна пасивна локація теплового випромінювання людини у діагностиці уражень центральної та периферичної нервової системи: автореф. дис. ... д-ра мед. наук., 1993.
17. Веснін С.Г., Седанкін М.К. Порівняння мікрохвильових антенаплікаторів медичного призначення // Біомедична радіоелектроніка. 2012. № 10. С. 63-74.
18. Веснін С.Г. Теоретичні основи використання РТМ-методу у мамології // Організаційні, медичні та технічні аспекти клінічної мамології: матеріали 5 Всерос. наук.практ. конф. з міжнар. участю. М., 2008. С. 3-6.
19. Веснін С.Г., Седанкін М.К. Розробка серії антен-аплікаторів для неінвазивного вимірювання температури тканин організму людини при різних патологіях // Вісник МДТУ ім. н.е. Баумана. Серія Природничі науки. 2012. Спец. вип. № 6. Моделювання та дослідження. З. 43-61.
20. Седельников Ю.Є., Потапова О.В. Сфокусовані антени у завданнях медичної радіотермометрії // Інженерний журнал: наука та інновації. 2014.
21. Радіокапсула для дослідження шлунково-кишкового тракту. Патент RU8584U1 Росія G01S 13/00 / В.Г. Градецький А.А. Васильєв Л.М. Кравчук В.М. Соловцов В.П. Степанов С.П. Суховєєв Г.В. Самохвалів. – № 2006105795/09; Заявл. 17.04.1998; Опубл. 20.11.2007, Бюл. № 2. – 9 с.: Режим доступу до патенту.: <https://patents.google.com/patent/RU8584U1/ru>
22. Радіокапсула, стаття, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%A0%D0%B0%D0%B4%D0%B8%D0%BE%D0%BA%D0%B0%D0%BF%D1%81%D1%83%D0%BB%D0%B0>

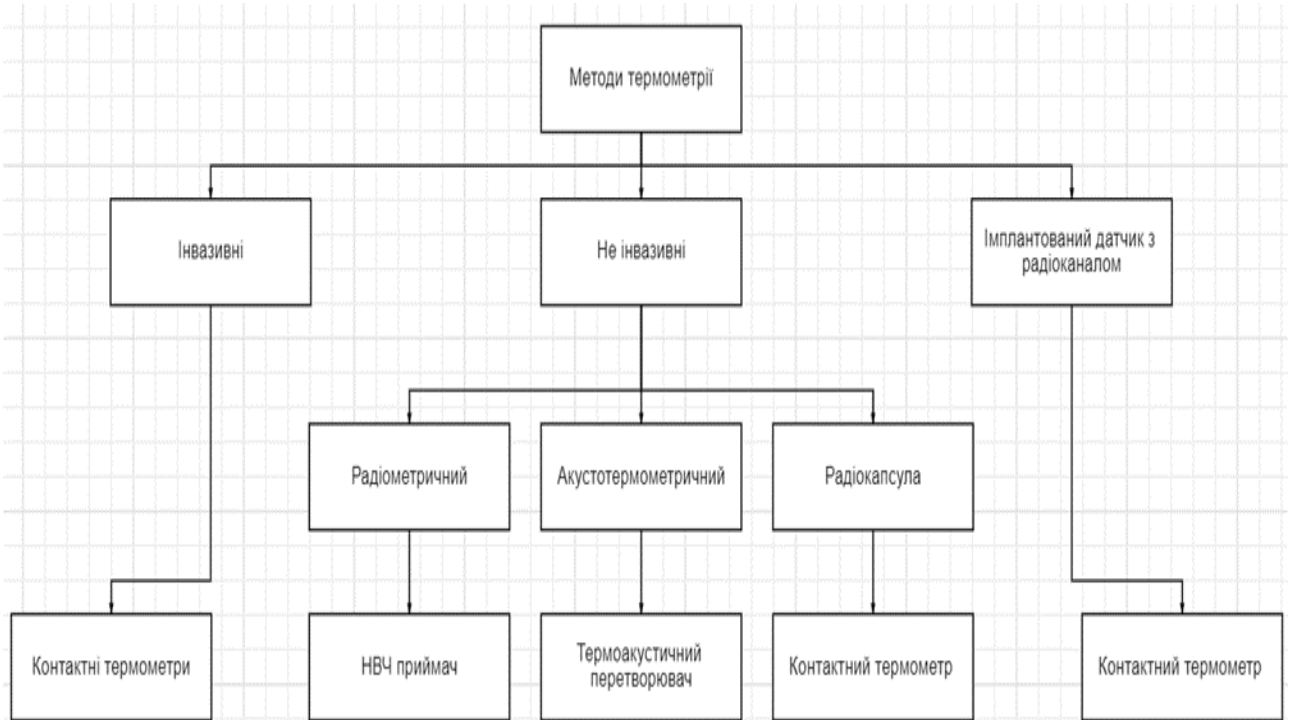
23. Нульовий модуляційний метод виміру внутрішньої температури тіла, стаття, Бурикiна В.В., [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://sworld.com.ua/konfer26/830>
24. Методи неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла, стаття, Л.В. Жорiна – Москва: Московський державний технічний університет ім. н.е. Баумана, 2019. – 118 с. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://metody-neinvazivnogo-izmereniya-vnutrenney-temperatury-tela.pdf>
25. «Акустотермометрія. Стан і перспективи»,: А. Д. Мансфельд // 2009. – № 4-5. – С. 546-556. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: [http://www.akzh.ru/pdf/2009\\_4\\_546-556.pdf](http://www.akzh.ru/pdf/2009_4_546-556.pdf)
26. Радіотелеметричне дослідження температури у шлунково-кишковому тракті, Шевченка І. А. // 1968. – Том 49. - № 3. – С. 14-17. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: [https://kazanmedjournal.ru/kazanmedj/article/view/60420/ru\\_RU](https://kazanmedjournal.ru/kazanmedj/article/view/60420/ru_RU)
27. Khokle, R., Essello, K., Bokor, D. Design, Modeling, and Evaluation of the Eddy Current Sensor Deeply Implanted in the Human Body. Sensors, 2018, vol. 18, iss. 11, article 38888. DOI: 10.3390/s18113888.
28. Современный подход к проектированию искусственных желудочков сердца на основе CALS-технологий [Електронне джерело] / А. В. Жданов, Л. В. Беляев, С. В. Куликов, Н. Б. Киласев, А. А. Дро-бышев // Современные проблемы науки и образования. – 2012. – № 5. – Режим доступу: <http://www.science-education.ru/105-7077> – 12.05.2019.
29. Медицинские приборы: Разработка и применение [Текст] / Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюмен, Валтер Х. Олсон и др.; Ред. Джон Г. Вебстер. –К.: Медторг, 2004. –620 с.
30. Вплив енерговитрат імплантата з бездротовим живленням на тепловий стан організму, стаття, Олійник В. П., Теличко Д. В., Олійник В. М // УДК 621.391.7.001, [Текст] : зб. наук. пр. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2021. – С. 11.

31. Петухов, Д. С. Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения [Текст] / Д. С. Петухов, С. В. Селищев, Д. В. Тельшев // Медицинская техника. 2015, – № 4 (292). – С. 5 – 8.
32. Олійник, В. П. Безконтактне електроживлення імплантатів [Текст] / В. П. Олійник, Д. В. Теличко // Радіоелектронні і комп'ютерні системи. – 2019. – № 3 (91). – С. 30-39. DOI: 10.32620/reks.2019.3.03.
33. Данилов, А. А. Развитие методов черескожного беспроводного энергообеспечения имплантируемых систем вспомогательного кровообращения [Текст] / А. А. Данилов, Г. П. Иткин, С. В. Селищев // Медицинская техника. – 2010. – № 4 (262). – С. 6-11.
34. Безконтактне електроживлення імплантатів, стаття, Олійник В. П., Теличко Д. В // УДК615.477.2:621.311.1 [Текст] : зб. наук. пр. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2019. – С. 39.
35. Взаємодія кількох DS18B20, цифрових датчиків температури, стаття, radioprogram, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://radioprogram.ru/post/763#:~:text=%D0%9F%D0%BE%D0%B4%D0%BA%D0%BB%D1%8E%D1%87%D0%B5%D0%BD%D0%B8%D0%B5%20%D0%B4%D0%BE%D0%B2%D0%BE%D0%BB%D1%8C%D0%BD%D0%BE%20%D0%BF%D1%80%D0%BE%D1%81%D1%82%D0%BE%D0%B5.,%D1%86%D0%B8%D1%84%D1%80%D0%BE%D0%B2%D0%BE%D0%BC%D1%83%20%D0%B2%D1%8B%D0%B2%D0%BE%D0%B4%D1%83%20%20%D0%BD%D0%B0%20Arduino.>
36. Цифровий датчик температури DS18B20, стаття, arduinomaster, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://arduinomaster.ru/datchiki-arduino/arduino-ds18b20/>
37. DS18B20. 1-Wire - цифровий термометр з програмуванням дозволом, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <http://open.e-voron.dp.ua/wp-content/uploads/2012/01/DS18B20-rus.pdf>

38. Прикладні дослідження. Датчик температури DS18B20. Вплив саморозігріву на точність вимірів., стаття, Барта Д.С., [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://stoptest.ru/datchik-temperature-ds18b20/>
39. ARM-based 32-bit MCU, 16 to 64-KB Flash, timers, ADC, DAC and communication interfaces, 2.0-3.6 V, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://static.chipdip.ru/lib/141/DOC001141478.pdf>
40. Arm® Cortex®-M4 32-bit MCU+FPU, 170 MHz / 213 DMIPS, up to 512 KB Flash, 112 KB SRAM, rich analog, math accelerator, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://ru.mouser.com/datasheet/2/389/dm00654712-2042072.pdf>
41. Олійник, В. П. Забезпечення контролю теплового стану потужного імплантата / В. П. Олійник, Р. В. Вусенко // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжнародної науково-практичної конференції, присвяченої 125-річному ювілею Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (13-14.12.2023, м. Київ) : ел. збірник / Упоряд.: О. І. Голембіовська – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – С. 87 – 169.
42. Методичні рекомендації щодо підготовки та оформлення кваліфікаційних випускних робіт студентів [Електронний ресурс] : Методичне видання / укладачі: В. М. Олійник, В. П. Олійник, С. М. Куліш. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2023. – 104 с.



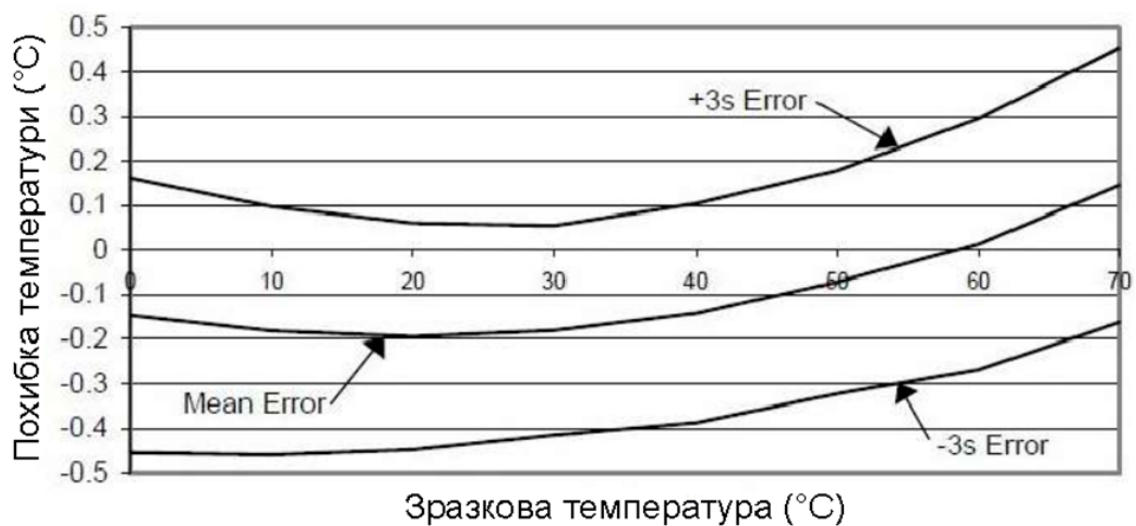
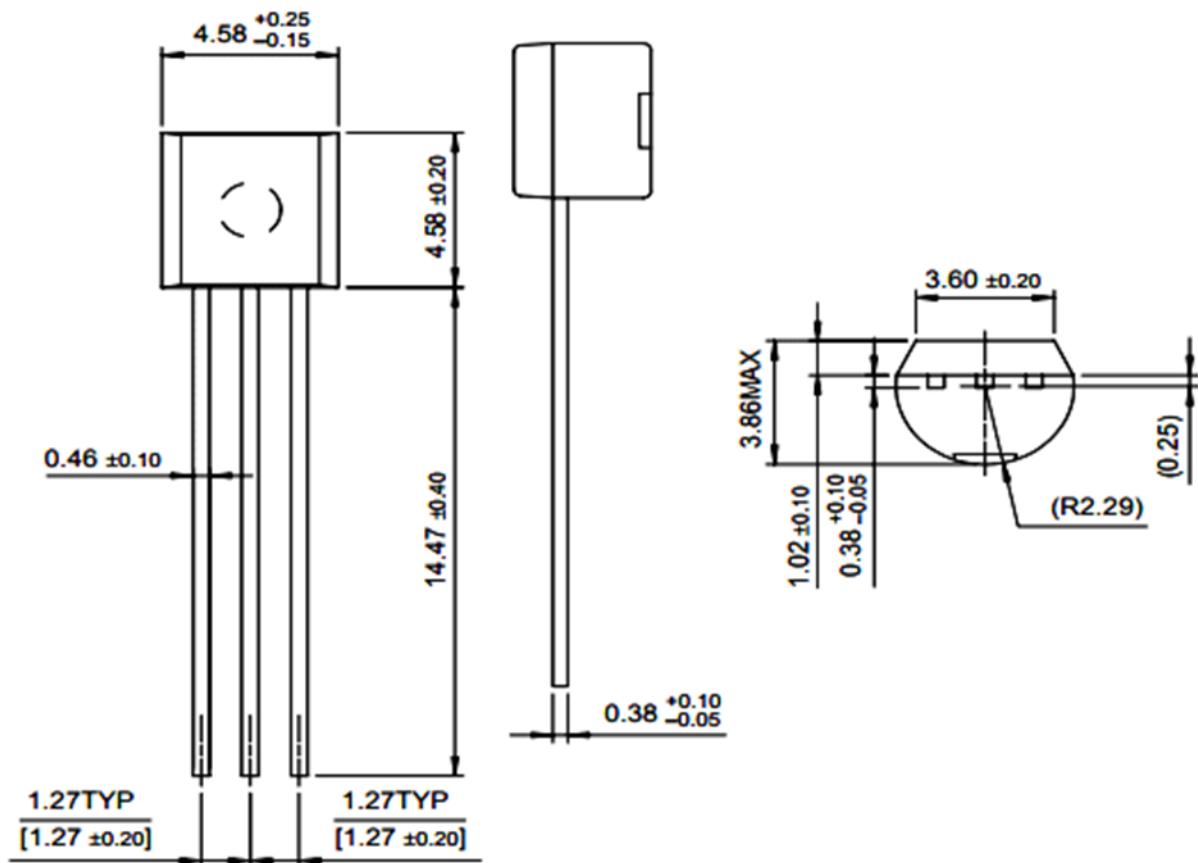
## ДОДАТОК А

**Структура методів та засобів вимірювання внутрішньої температури біологічних об'єктів**

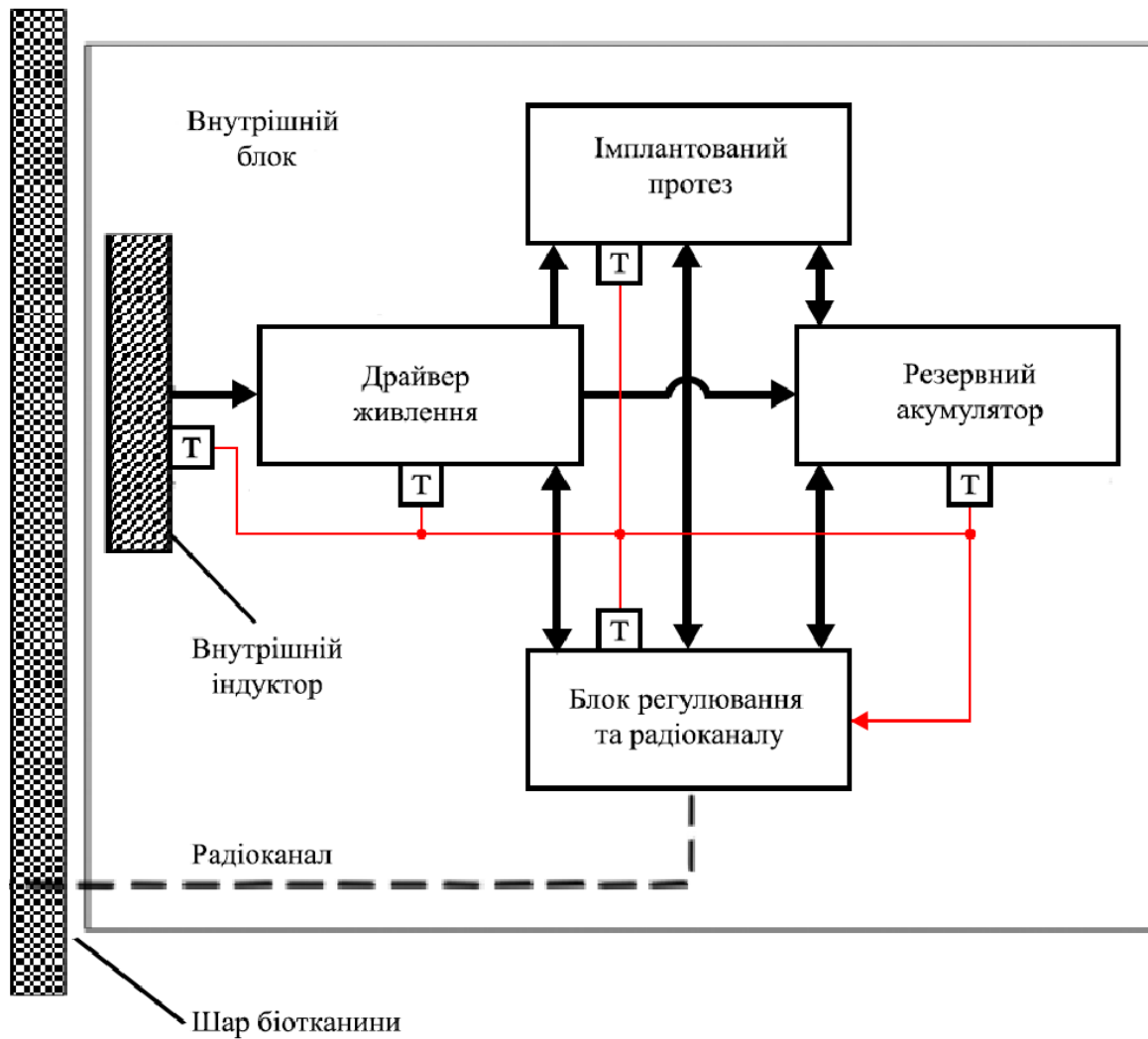
## ДОДАТОК Б

## Вимірювальні датчики температури та їх характеристики

## ДАТЧИК ТЕМПЕРАТУРИ DS18B20



## ДОДАТОК В

**Структура підсистеми контролю теплового режиму потужних імплантованих протезів**

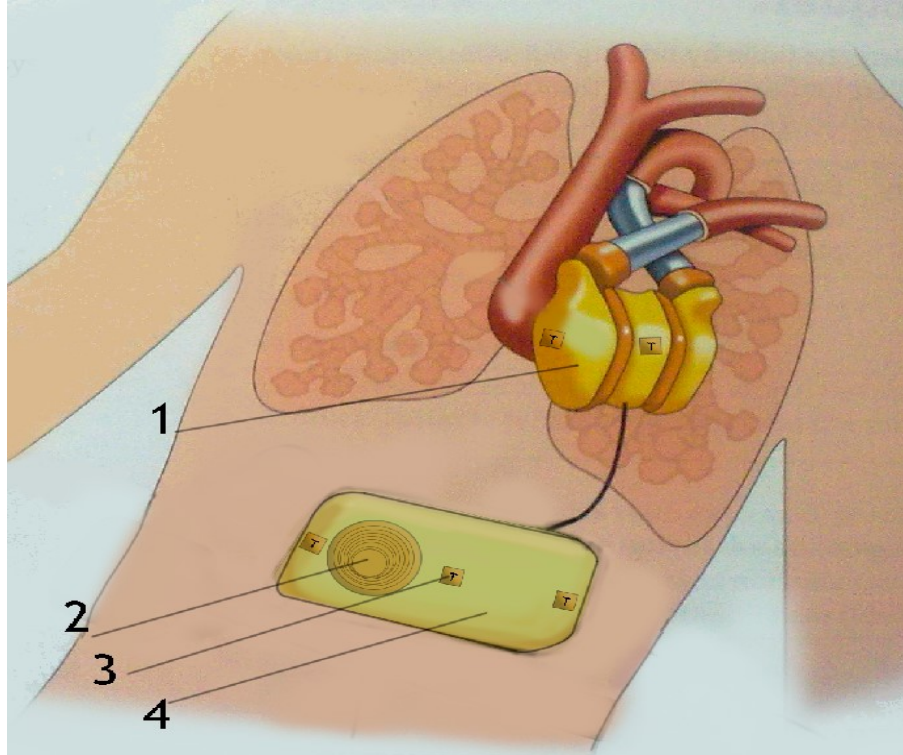
## ДОДАТОК Г

**Схема електрична принципова блоку вимірювання температури  
протеза**

ХАІ 502.163.002.Е3



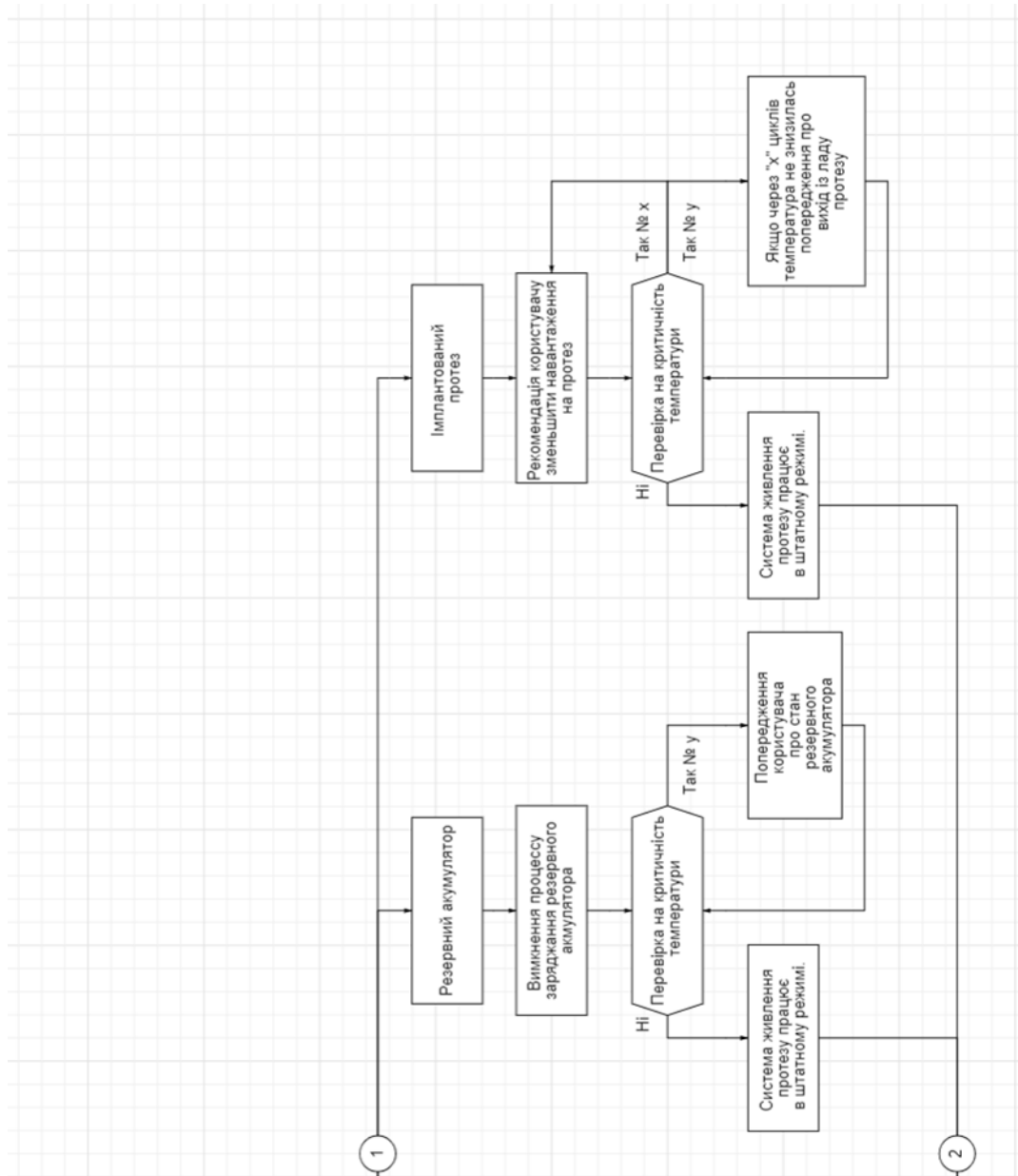
## ДОДАТОК Г

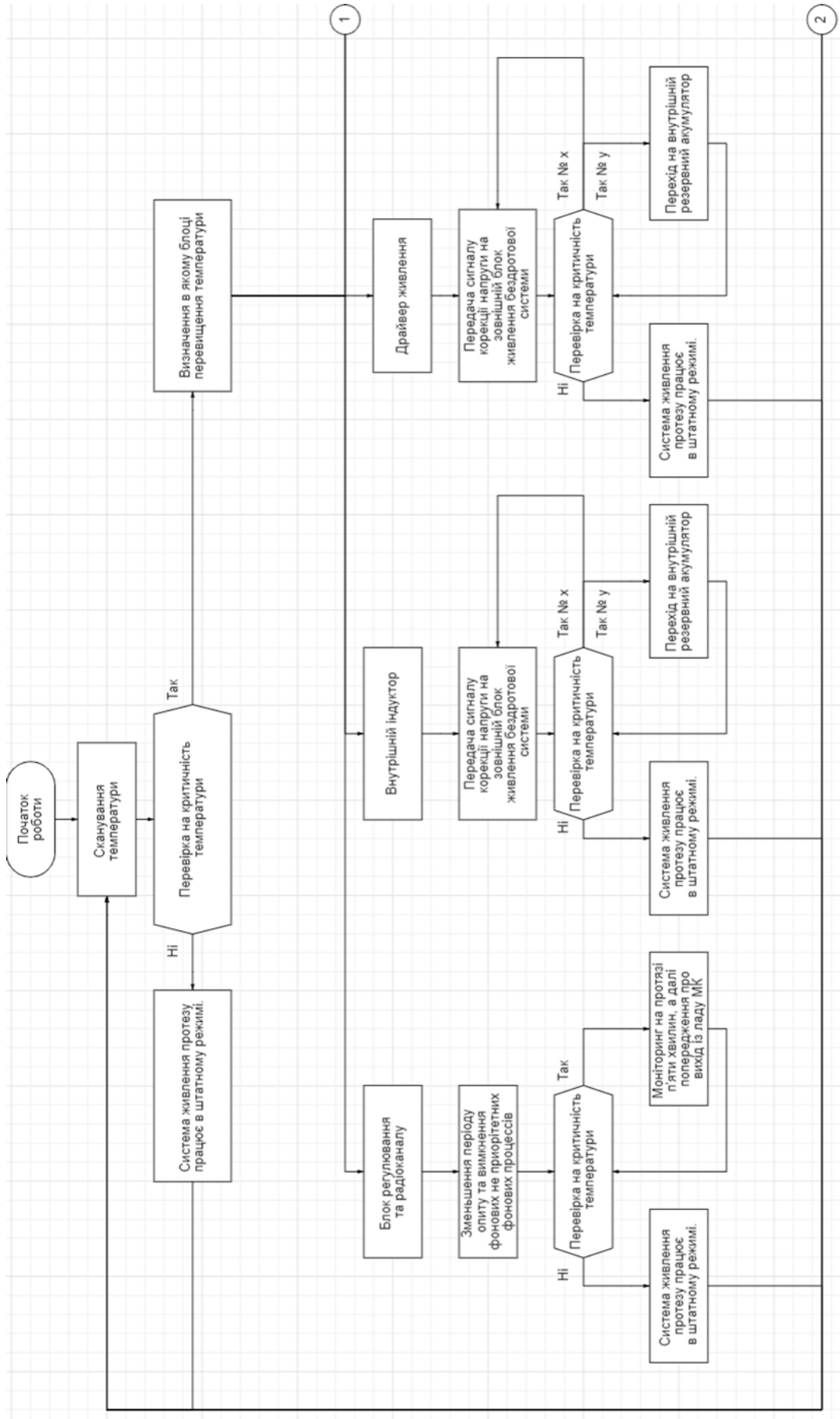
**Приклад розташування датчиків температурного контролю  
імплантату**

1 – протез серця; 2 – індуктор бездротового живлення; 3 – термодатчик; 4 – блок управління та живлення

## ДОДАТОК Д

### Алгоритм роботи підсистеми вимірювання температури системи живлення імплантованого протезу







## ДОДАТОК Е

## Скетч для визначення 64-бітних адресів термодатчиків

```

#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

// лінія даних підключена до цифрового виводу 6
#define ONE_WIRE_BUS 2
// налаштування об'єкта oneWire для зв'язку з будь-яким пристроєм OneWire
OneWire oneWire(ONE_WIRE_BUS);
// передати посилання на oneWire бібліотеці DallasTemperature
DallasTemperature sensors(&oneWire);
// змінна для зберігання адрес пристроїв
DeviceAddress Thermometer;

int deviceCount = 0;
void setup(void)
{
  // запустити послідовний порт
  Serial.begin(9600);
  // запустити бібліотеку
  sensors.begin();
  // знайти пристрої на шині
  Serial.println("Locating devices...");
  Serial.print("Found ");
  deviceCount = sensors.getDeviceCount();
  Serial.print(deviceCount, DEC);
  Serial.println(" devices.");
  Serial.println("");
  Serial.println("Printing addresses...");
  for (int i = 0; i < deviceCount; i++)
  {
    Serial.print("Sensor ");
    Serial.print(i+1);
    Serial.print(" : ");
    sensors.getAddress(Thermometer, i);
    printAddress(Thermometer);
  }
}
void loop(void)
{}

void printAddress(DeviceAddress deviceAddress)

```

```

{
  for (uint8_t i = 0; i < 8; i++)
  {
    Serial.print("0x");
    if (deviceAddress[i] < 0x10) Serial.print("0");
    Serial.print(deviceAddress[i], HEX);
    if (i < 7) Serial.print(", ");
  }
  Serial.println("");
}

```

В моніторі послідовного порту отримуємо індивідуальні адреси кожного з використаних датчиків. Далі прошивається скетч з визначеними 64-бітними адресами термодатчиків:

```

#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

// лінія даних підключена до цифрового виводу 6
#define ONE_WIRE_BUS 2
// налаштування об'єкта oneWire для зв'язку з будь-яким пристроєм OneWire
OneWire oneWire(ONE_WIRE_BUS);
// передати посилання на oneWire бібліотеці DallasTemperature
DallasTemperature sensors(&oneWire);

// адреса трьох датчиків DS18B20
uint8_t sensor1[8] = { 0x28, 0xEE, 0xD5, 0x64, 0x1A, 0x16, 0x02, 0xEC };
uint8_t sensor2[8] = { 0x28, 0x61, 0x64, 0x12, 0x3C, 0x7C, 0x2F, 0x27 };
uint8_t sensor3[8] = { 0x28, 0x61, 0x64, 0x12, 0x3F, 0xFD, 0x80, 0xC6 };
uint8_t sensor4[8] = { 0x28, 0xEE, 0xD1, 0x64, 0x1A, 0x16, 0x02, 0xEC };
uint8_t sensor5[8] = { 0x28, 0x61, 0x64, 0x22, 0x9C, 0x7C, 0x2F, 0x00 };
uint8_t sensor6[8] = { 0x28, 0x61, 0x64, 0x12, 0x3F, 0x3D, 0x81, 0xC6 };
uint8_t sensor7[8] = { 0x28, 0xEE, 0xD5, 0x32, 0x1A, 0x16, 0x02, 0x00 };
uint8_t sensor8[8] = { 0x28, 0x61, 0xD4, 0x02, 0x0B, 0x16, 0x06, 0x00 };
uint8_t sensor9[8] = { 0x28, 0xEE, 0xD5, 0x33, 0x2C, 0x22, 0x12, 0x33 };
uint8_t sensor10[8] = { 0x28, 0x61, 0xD5, 0x14, 0x6A, 0x3D, 0x2C, 0x0C };

void setup(void)
{
  Serial.begin(9600);
  sensors.begin();
}

```

```
void loop(void)
{
  sensors.requestTemperatures();
  Serial.print("Sensor 1: ");
  printTemperature(sensor1);
  Serial.print("Sensor 2: ");
  printTemperature(sensor2);
  Serial.print("Sensor 3: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 4: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 5: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 6: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 7: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 8: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 9: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.print("Sensor 10: ");
  printTemperature(sensor3);
  Serial.println();
  delay(3000);
}

void printTemperature(DeviceAddress deviceAddress)
{
  float tempC = sensors.getTempC(deviceAddress);
  Serial.print(tempC);
  Serial.print((char)176);
  Serial.print("C | ");
  Serial.print(DallasTemperature::toFahrenheit(tempC));
  Serial.print((char)176);
  Serial.println("F");
}
```

## ДОДАТОК Є

### Програмний код для керування термодатчиком ds18b20

```
#include <OneWire.h> // підключаємо бібліотеку для керування
пристроями за Протоколом 1-Wire, у нашому випадку термодатчиками
DS18B20
```

```
OneWire DS18B20(4); // За допомогою конст-ра бібліотеки опр-ем
умовна назва об'єкта OneWire та номер вив. до якого він підключений
// у разі об'єкт OneWire називається як і називається
і сам датчик
```

```
#define POWER_MODE 0 // Визначаємо режим живлення датчиків,
0 - зовнішнє, 1 - паразитне (#define задає ім'я та значення константі)
```

```
#define POWER_DS18B20 6 // Визначаємо виведення 6 плати для
подачі живлення на датчик та світлодіод
```

```
#define TIME_OUT 750 // задаємо час (мс) між командами 44h
("виміряти температуру") та BEh ("читати температуру")
```

```
byte conf[3]={0x00,0x00,0x7F}; // третій елемент масиву - це байт
для запису в регістр конфігурації для встановлення дозволу
```

```
// Дозвіл перетворення температури може встановлюватися:
```

```
// 1F (9 біт; 0.5 ° C; 93.75мс), 3F (10 біт; 0.25 ° C; 187.5 мс)
```

```
// 5F (11 біт; 0.125 ° C; 375 мс), 7 F (12 біт; 0,0625 ° C; 750 мс)
```

```
uint16_t i;
```

```
uint32_t ms1, ms2; // Змінні для зберігання проміжних значень
пройденного часу
```

```
boolean go, count; // логічна змінна
```

```
float temperature; // змінна типу float для зберігання значення
виміряної температури
```

byte data[9]; // масив для розміщення дев'яти байт після читання пам'яті датчика 18B20

```

void setup() {
    Serial.begin(250000); //ініціалізуємо роботу з монітором порту в
    Arduino IDE (інструменти/монітор порту)
    pinMode (POWER_DS18B20, OUTPUT);
    digitalWrite(POWER_DS18B20, HIGH); // подаємо живлення на
    датчик через виведення POWER_DS18B20 для зміни регістру
    конфігурації
    DS18B20.reset(); // ініціалізація датчика для роботи з
    оперативною пам'яттю
    DS18B20.write(0xCC, POWER_MODE); // 0xCC – команда
    пропуск ROM
    DS18B20.write(0x4E, POWER_MODE); // 0x4E - команда для
    запису байта конфігурації в оперативну пам'ять
    DS18B20.write_bytes(conf, 3); // передаємо дані з масиву conf в
    оперативну пам'ять датчика
    DS18B20.reset(); // ініціалізація датчика для роботи з
    енергонезалежною пам'яттю
    DS18B20.write(0xCC, POWER_MODE); // 0xCC – команда
    пропуск ROM
    DS18B20.write(0x48, POWER_MODE); // 0x48 - команда запису
    байта конфігурації з операт. пам'яті в енергонез.
    digitalWrite(POWER_DS18B20, LOW); } // відключаємо живлення
    датчика

void loop() {
    if (Serial.read() == 'r') { // символ "r" є командою на вкл. датчика та
    початок процесу вимір-я темп-ри

```

```

    go = true; // встановлюємо прапор початку процесу вимірювання
    температури
    digitalWrite(POWER_DS18B20, HIGH); // подаємо харчування на
    датчик
    ms2 = millis(); } // фіксуємо початок періоду виведення значень
    температури монітор порту
    if (go == true) {
        if (count==0) {
            DS18B20.reset(); // ініціалізація датчика для вимірювання
            температури
            DS18B20.write(0xCC, POWER_MODE); // 0xCC – команда пропуск
            ROM
            DS18B20.write(0x44, POWER_MODE); // 0x44 - команда виконання
            перетворення температури
            count =! count; // встановимо прапор, що виконується процес
            перетворення температури
            ms1 = millis(); } // фіксуємо початок періоду звернення до датчика
            if ((millis() - ms1) > TIME_OUT) { // умова, що виконується якщо
            пройшов період часу, що перевищує TIME_OUT (мс)
                DS18B20.reset(); // ініціалізація датчика для читання пам'яті
                DS18B20.write(0xCC, POWER_MODE); // команда пропуск ROM,
                DS18B20.write(0xBE, POWER_MODE); // 0xBE – команда читання
                пам'яті
                DS18B20.read_bytes(data, 9); // читаємо дев'ять байт з пам'яті датчика
                побайтно та зберігаємо в масив data
                int16_t raw = (data[1]<<8)|data[0]; // обробка байтів регістру вимір-ої
                темп-ри (операція зсуву, операція АБО)
                temperature = (float) raw / 16; // Перетворимо отримані дані на
                значення температури в градусах Цельсія

```

```
count =! count; } // скинемо прапор процесу перетворення
температури
if (( millis() - ms2) > 1000) { // умова виконується кожну секунду та
виводить знач. темп. у монітор порту
    ms2 = millis();
    Serial.print(temperature,4); // виводимо температуру, після коми
залишаємо 4 знаки
    Serial.print(" ");
    Serial.println(i++); // виводимо лічильник секунд
}
}
}
```