**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**
**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**
**КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

«На правах рукопису»

УДК 617.57-77

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«_15__»__грудня_____2025 р.

# Магістерська дисертація

**на здобуття ступеня магістра**

**за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»**

**спеціальності 163 Біомедична інженерія**

**на тему: «Інтелектуальний протез руки з електротермічним приводом на основі ефекту пам'яті форми»**

Виконав:
студент ІІ курсу, групи ЗМ-41мп
Колнаузов Іліан Олександрович _____

Керівник:
Доцент кафедри БМІ, к.т.н., доцент
Білошицька Оксана Костянтинівна _____

Рецензент:
Асистент каф. ББЗЛ, PhD
Сніцар Євген Вікторович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.
Студент _____

Київ – 2025 року

**Національний технічний університет України**
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**
**Факультет біомедичної інженерії**
**Кафедра біомедичної інженерії**

| | |
|---|---|
| Рівень вищої освіти | другий (магістерський) |
| Спеціальність | 163 Біомедична інженерія |
| Освітньо-професійна програма | «Медична інженерія» |

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Владислав ШЛИКОВ
«15» грудня 2025 р.

# ЗАВДАННЯ

**на дипломну роботу студенту**

**Колнаузову Іліану Олександровичу**

1. Тема роботи «Інтелектуальний протез руки з електротермічним приводом на основі ефекту пам’яті форми», керівник роботи Білошицька Оксана Костянтинівна, к.т.н., доцент, доцент кафедри біомедичної інженерії, затверджені наказом по університету від «03» листопада 2025 р. №4751-с.

2. Термін подання студентом роботи «15» грудня 2025 р.

3. Об’єкт дослідження: система охолодження штучного м’язу.

4. Предмет дослідження: методи і засоби керування температурою штучного м’язу на основі нітинолу

5. Перелік завдань: 1) Аналіз існуючих металевих матеріалів з ефектом пам’яті форми; 2) Створення системи регуляції температури штучного м’язу; 3) Розрахунок джерела живлення; 4) Проведення дослідження результативності системи термостабілізації нітинолу; 5) Створення стартап-проєкту

6. Перелік ілюстративного матеріалу: таблиці, графіки, рисунки, фотографії.

7. Орієнтовний перелік публікацій: Колнаузов, І., Білошицька, О. (2025). Використання нітинолових штучних м’язів у протезуванні. Біомедична інженерія і технологія, 4(19), 13-22. https://doi.org/10.20535/.2025.19.344105

8. Дата видачі завдання 03 листопада 2025 р.

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання дипломної роботи | Термін виконання етапів роботи | Примітка |
|---|---|---|---|
| 1 | Огляд літературних джерел | Вересень 2025 | |
| 2 | Розробка системи живлення | Вересень 2025 | |
| 3 | Розробка системи охолодження | Жовтень 2025. | |
| 4 | Макетна реалізація системи охолодження | Жовтень 2025 | |
| 5 | Проведення тестування системи | Жовтень 2025 | |
| 6 | Проведення дослідів | Листопад 2025. | |
| 7 | Подання МД рецензенту та отримання рецензії | Листопад 2025. | |
| 8 | Подання в електронному вигляді МД та анотації | Грудень 2025 | |
| 9 | Захист МД | Грудень 2025 | |

Студент _____ Іліан КОЛНАУЗОВ

Науковий керівник _____ Оксана БІЛОШИЦЬКА

# АНОТАЦІЯ

Тема магістерської дисертації: «Інтелектуальний протез руки з електротермічним приводом на основі ефекту пам’яті форми».

Магістерська дисертація містить 81 сторінка, 20 ілюстрацій, 24 таблиці. Загалом опрацьовано 26 джерело.

Актуальність: Одним із перспективних напрямів розвитку протезних технологій є застосування штучних м’язів на основі нітинолу. Проте ефективність нітинолових приводів безпосередньо залежить від здатності швидко та стабільно відводити тепло, оскільки саме температура визначає швидкодію, точність і довговічність матеріалу. Інтеграція продуманої системи охолодження стає ключовою умовою для забезпечення повторюваних циклів роботи та наближення рухів протеза до природних. Завдяки поєднанню властивостей нітинолу та ефективної термостабілізації стає можливим створення протезів із більшою кількістю ступенів свободи, високою моторикою та стабільною роботою, що значно підвищує їх функціональність і подібність до людської руки.

Мета: Розробка системи охолодження та контролю за температурою штучного м’язу на основі нітинолу.

Задачі роботи:

1. Оптимізувати роботу нітинолового штучного м’яза шляхом розроблення моделі термодинамічних процесів у сплаві Ni-Ti при імпульсному нагріванні та охолодженні з урахуванням теплової інерційності матеріалу.
2. Розробити систему живлення для протезу.
3. Розробити систему активного охолодження нітинолового приводу для зменшення часу відновлення та підвищення циклічної стабільності роботи штучного м’яза.
4. Створити алгоритм адаптивного керування температурою та деформацією штучного м’язу з використанням мікроконтролера Arduino та системи сенсорів температури для динамічного регулювання режимів роботи протезу в реальному часі.

5. Оптимізувати архітектуру корпусної частини протеза.

6. Провести експериментальні дослідження та порівняльний аналіз ефективності системи із визначенням впливу частоти ШІМ, інтенсивності охолодження та температурних коливань на швидкодію, надійність і енергоефективність штучного м’яза.

7. Визначити технічні переваги, обмеження та перспективи подальшого розвиту технології протеза.

Ключові слова: нітинол, охолодження, температура, протез.

# ANNOTATION

Master's thesis topic: "Intelligent hand prosthesis with electrothermal drive based on the shape memory effect".

The master's thesis contains 81 pages, contains 20 illustrations, 24 tables. In total, 26 sources were processed.

Relevance: One of the promising areas of development of prosthetic technologies is the use of artificial muscles based on Ni-Tinol. However, the effectiveness of Ni-Tinol drives directly depends on the ability to quickly and stably remove heat, since it is the temperature that determines the speed, accuracy and durability of the material. Integration of a well-thought-out cooling system becomes a key condition for ensuring repeated work cycles and bringing the prosthesis movements closer to natural ones. Thanks to the combination of Ni-Tinol properties and effective thermal stabilization, it becomes possible to create prostheses with a greater number of degrees of freedom, high motility and stable operation, which significantly increases their functionality and similarity to the human hand.

Objective: Development of a cooling and temperature control system for an artificial muscle based on Ni-Tinol.

Tasks of the work:

1. Optimize the operation of a nitinol artificial muscle by developing a model of thermodynamic processes in the Ni-Ti alloy during pulsed heating and cooling, taking into account the thermal inertia of the material.

2. Develop a power supply system for the prosthesis.

3. Develop an active cooling system for the nitinol drive to reduce the recovery time and increase the cyclic stability of the artificial muscle.

4. Create an algorithm for adaptive control of the temperature and deformation of the artificial muscle using an Arduino microcontroller and a system of temperature sensors for dynamic regulation of the prosthesis operating modes in real time.

5. Optimize the architecture of the body part of the prosthesis.

6. Conduct experimental studies and comparative analysis of the system efficiency to determine the influence of the PWM frequency, cooling intensity and temperature fluctuations on the speed, reliability and energy efficiency of the artificial muscle.

7. Identify technical advantages, limitations and prospects for further development of the prosthesis technology.

Keywords: Ni-Tinol, cooling, temperature, prosthesis.

# ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

Af – температура завершення аустенітного перетворення

As – температура початку аустенітного перетворення

Cu-Zn-Al – мідь-цинк-алюміній

Fe-SMA – залізовмісні сплави з ефектом пам’яті форми

Mf – температура завершення мартенситного перетворення

Ms – температура початку мартенситного перетворення

Ni-Ti – нікель-титан (нітинол)

SE (Superelasticity) – супереластичність

SMA (Shape Memory Alloys) – сплави з ефектом пам’яті форми

SME (Shape Memory Effect) – ефект пам’яті форми

СПФ – Сплави з пам’яттю форми

ШІМ – широтно-імпульсна модуляція

# ЗМІСТ

**ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ** ..... 8
**ВСТУП** ..... 11
**РОЗДІЛ 1 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ** ..... 14
1.1 Фізико-механічні властивості матеріалів з ефектом пам’яті форми ..... 14
1.1.1 Сплав на основі Cu-Zn-Al ..... 14
1.1.2 Сплави на основі заліза з пам’яттю форми ..... 16
1.1.3 Сплав Ni-Ti з пам’яттю форми: властивості та застосування ..... 18
1.2 Температурний режим SMA та його вплив на стабільність роботи ..... 20
1.2.1 Охолодження нітинолу через подачу імпульсним постійним струмом 21
Висновок до розділу 1 ..... 24
**РОЗДІЛ 2 ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ ЖИВЛЕННЯ І ТЕРМОСТАБІЛІЗАЦІЇ ДЛЯ ПРОТЕЗА З SMA-ПРИВОДАМИ** ..... 26
2.1 Вибір типу живлення: розрахунок параметрів акумуляторної системи ..... 26
2.1.1 Основні формули для розрахунку ємності акумуляторної батареї ..... 28
2.1.2 Практичний розрахунок ємності акумулятора ..... 28
2.2 Схема регулювання електронавантаження та захисту від перегріву. ..... 29
2.2.1 Захист акумулятора та нітинолових м’язів від перегріву. ..... 30
2.2.2 Пасивне відведення тепла від нагрівальних елементів ..... 33
2.3 Концепція будови протезу та розрахунок ваги ..... 39
2.3.1 Розрахунок ваги протезу ..... 42
2.4.1 Аналіз результатів розрахунку ..... 45
Висновок до розділу 2 ..... 47
**РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ ТЕРМОСТАБІЛІЗАЦІЇ НІТИНОЛОВИХ М’ЯЗІВ** ..... 49
3.1 Методика дослідження теплового режиму та енергоспоживання ..... 49
3.2 Проведення експериментальних досліджень ..... 52
3.2.1 Експериментальне дослідження №1 ..... 53
3.2.2 Експериментальне дослідження №2 ..... 55
3.2.3 Експериментальне дослідження №3 ..... 57

Висновок до розділу 3 ..... 62
**РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ** ..... 64
4.1 Опис ідеї ..... 64
4.2 Аудит проєкту ..... 66
4.3 Оцінка потенціалу ринку для впровадження інноваційного стартап-проєкту ..... 67
4.4 Створення маркетингової програми проєкту ..... 72
Висновок до розділу 4 ..... 76
**ВИСНОВКИ** ..... 78
**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ** ..... 80

# ВСТУП

Сучасний розвиток медичних технологій та інженерії відкриває нові можливості для створення високотехнологічних протезних систем, здатних значно покращити якість життя людей із частковою або повною втратою верхніх кінцівок. Зростання кількості пацієнтів з ампутаціями внаслідок бойових дій, виробничих травм та медичних ускладнень формує нагальну потребу у впровадженні інноваційних рішень, що поєднують функціональність, безпечність і доступність. У цьому контексті особливої уваги заслуговують технології на основі сплавів з ефектом пам’яті форми, які відкривають принципово нові підходи до створення штучних м’язів.

Нітинол, як один із найбільш перспективних матеріалів у даній сфері, володіє унікальними властивостями − здатністю відновлювати первісну форму під дією температури та високим рівнем механічної деформаційної стійкості. Використання цього сплаву у протезобудуванні дозволяє відмовитися від громіздких механічних приводів, зменшити масу конструкції та забезпечити плавність рухів, близьку до природної моторики людини. Проте впровадження нітинолових актуаторів супроводжується низкою технічних викликів, серед яких ключовим є контроль температури. Без належної термостабілізації такі елементи втрачають ефективність, а в окремих випадках можуть становити ризик для користувача.

Саме тому актуальність даного дослідження зумовлена необхідністю створення протеза кисті, який поєднує переваги нітинолових штучних м’язів із надійною системою регулювання температурного режиму. Це дозволяє підвищити безпечність експлуатації, збільшити точність виконання рухів та оптимізувати енерговитрати пристрою. Крім того, потребує опрацювання і маркетинговий аспект проєкту, адже впровадження інноваційного медичного виробу неможливе без аналізу ринку, оцінки конкурентного середовища та формування ефективної стратегії позиціонування.

У роботі розглянуто комплекс питань, пов’язаних із розробленням конструкції протеза, вибором матеріалів, створенням системи керування та термоконтролю, моделюванням і тестуванням працездатності. Окрему увагу приділено формуванню маркетингової програми, що включає оцінку потенційних груп користувачів, аналіз бар’єрів ринку, визначення конкурентних переваг та підходів до просування продукту.

Мета роботи: забезпечення стабільного теплового режиму та енергоефективної роботи штучних м’язів з нітинолу у протезі кисті руки з урахуванням захисту користувача від перегріву, підвищення надійності пристрою й розширення його функціональних можливостей.

Об’єкт дослідження – система охолодження штучного м’язу.

Предмет дослідження – методи і засоби керування температурою штучного м’язу на основі нітинолу.

Новизна роботи – Розроблено систему автоматичної термостабілізації штучного м’язу на основі нітинолу, що забезпечує стабільну роботу макету протезу кисті руки, підвищує його енергоефективність і безпечність експлуатації.

Задачі роботи:

1. Оптимізувати роботу нітинолового штучного м’яза шляхом розроблення моделі термодинамічних процесів у сплаві Ni-Ti при імпульсному нагріванні та охолодженні з урахуванням теплової інерційності матеріалу.\

2. Розробити систему живлення для протезу.

3. Розробити систему активного охолодження нітинолового приводу для зменшення часу відновлення та підвищення циклічної стабільності роботи штучного м’яза.

4. Створити алгоритм адаптивного керування температурою та деформацією штучного м’язу з використанням мікроконтролера Arduino та системи сенсорів температури для динамічного регулювання режимів роботи протезу в реальному часі.

5. Оптимізувати архітектуру корпусної частини протеза.

6. Провести експериментальні дослідження та порівняльний аналіз ефективності системи із визначенням впливу частоти ШІМ, інтенсивності охолодження та температурних коливань на швидкодію, надійність і енергоефективність штучного м’яза.

7. Визначити технічні переваги, обмеження та перспективи подальшого розвиту технології протеза.

# РОЗДІЛ 1
# ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

## 1.1 Фізико-механічні властивості матеріалів з ефектом пам’яті форми

Матеріали з ефектом пам’яті форми (СПФ / SMA) − це сплави, які після деформації можуть повертатися до свого первинного стану під впливом температури або механічного навантаження (рис. 1.1). Найбільш вивченими представниками цієї групи є сплави на основі Ni-Ti (нітинол), Cu-Zn-Al та Fe [1].

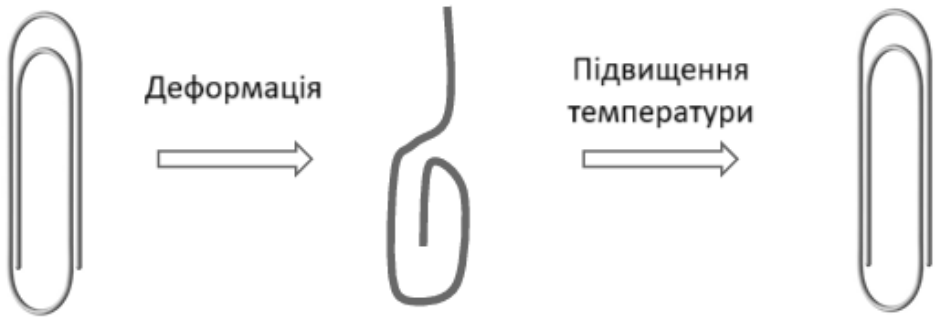


Рисунок 1.1 – Принцип ефекту пам’яті форми [1]

### 1.1.1 Сплав на основі Cu-Zn-Al

Сплави Cu-Zn-Al з ефектом пам’яті форми працюють на основі оборотного мартенситного перетворення, яке забезпечує прояв SME. Їхні функціональні властивості значною мірою залежать від хімічного складу, структури зерен та параметрів термічної обробки. Можливість регулювання температур початку й завершення фазових переходів дозволяє налаштовувати такі матеріали під конкретні умови експлуатації. [2].

Сплави Cu-Zn-Al є економічно вигідними та технологічно простішими у виробництві порівняно з нітинолом, що робить їх популярними для

використання в промисловості, зокрема в аерокосмічному, будівельному та енергетичному секторах. Проте їх застосування обмежується нижчою корозійною стійкістю та меншою довговічністю під час багаторазових циклічних навантажень у порівнянні зі сплавами Ni-Ti. [3].

Ще однією важливою властивістю цих сплавів є здатність проявляти суперпружність, коли матеріал повертається до початкової форми без нагрівання − лише внаслідок механічного розвантаження. Це робить їх придатними для використання в системах, де необхідні амортизаційні властивості, зменшення вібрацій або підвищення загальної надійності конструкцій. [3].

Загальна характеристика фізичних властивостей сплавів Cu-Zn-Al наведено у таблиці 1.1:

Таблиця 1.1 – Фізичні властивості Cu-Zn-Al

| Властивість | Значення |
|---|---|
| Температура перетворення | Від -100°C до +100°C |
| Модуль пружності | 70-90 ГПа |
| Міцність на розрив | 300-500МПа |
| Пластичнітть | Помірна (крихке при не правильній обробці) |
| Відновлювальна деформація за методом SMA | 3-5% |
| Опір втоми | Низький (100 циклів до деградації) |
| Густина | 7.5 г/см$^3$ |

Аналіз зміни сили тертя та швидкості зношування показав, що основним чинником, який визначає інтенсивність деградації матеріалу, є величина прикладеного навантаження. Додатковий вплив мають також довжина траєкторії ковзання та швидкість руху, оскільки вони формують характер поверхневого зносу та темпи його розвитку. [2].

Сплави Cu-Zn-Al із пам’яттю форми знайшли своє інженерне застосування в наступних позиціях:

– Приводи. Матеріали з ефектом пам’яті форми широко застосовуються у приводних системах, зокрема в клапанах, реле, перемикачах та інших термочутливих механізмах. Їхня здатність до зворотної деформації забезпечує

стабільну роботу пристроїв, що потребують автоматичної реакції на температурні зміни. [3].

– Датчики. Сплави Cu-Zn-Al можуть застосовуватися у сенсорних елементах завдяки ефекту пам’яті форми (SME), що дозволяє визначати положення, деформації або температуру. Такі матеріали здатні функціонувати як механічні індикатори змін навколишнього середовища, а також інтегруватися в мікромеханічні системи. [2].

– Доступні альтернативи. Сплави Cu-Zn-Al завдяки нижчій вартості виробництва порівняно з нітинолом є економічно вигідними для використання в некритичних умовах, де не потрібна висока біосумісність або максимальна циклічна довговічність. Вони підходять для загальнотехнічних конструкцій, механічних з’єднань, а також для систем стабілізації та амортизації [2].

– Додаткові напрями використання. Крім промислових сфер, ці сплави застосовуються в авіаційній та будівельній галузях, зокрема для створення адаптивних конструкцій, які змінюють форму під впливом температури. Вони також використовуються в системах безпеки, де потрібна термочутлива активація, наприклад у пожежних запобіжниках або аварійних механізмах [3].

### 1.1.2 Сплави на основі заліза з пам’яттю форми

Сплави на основі заліза (Fe-SMA) можуть проявляти ефект пам’яті форми (SME) і супереластичність завдяки мартенситному перетворенню, яке виникає під дією механічного навантаження. Зазвичай це перехід від аустенітної γ-фази до мартенситної ε-фази. Такі перетворення дозволяють матеріалу відновлювати початкову форму після зняття напруження або нагрівання [4].

Fe-SMA відрізняються від Ni-Ti нижчою вартістю та простішим технологічним процесом, що робить їх привабливими для інженерних застосувань. Вони вирізняються високою міцністю, хорошими антикорозійними властивостями (особливо леговані варіанти, такі як Fe-Mn-Si), а також

достатньою стабільністю фазових переходів підчас багаторазовому навантаженні (табл. 1.2) [4].

Таблиця 1.2 – Фізичні властивості Fe-SMAs

| Властивість | Значення |
|---|---|
| Температура перетворення | Від -100°C до +200°C (залежно від легування) |
| Напруження відновлення | 200-450 МПа |
| Модуль пружності | 160 – 200 ГПа |
| Міцність на розтяг | 600-1000 МПа |
| Опір втоми | Помірний |

Fe-основні сплави із пам’яттю форми можуть застосовуватись в наступних сферах:

1. Цивільне будівництво. Зміцнення залізобетонних конструкцій. Вбудовані в бетон смужки або дроти Fe-SMA здатні створювати відновлювальні напруження під час нагрівання. Це дозволяє використовувати їх як елементи попереднього напруження, підвищуючи довговічність і несучу здатність конструкцій [4].

2. Сейсмічний захист і контроль вібрацій. Завдяки ефекту еластопластичного демпфування Fe-SMA застосовують як сейсмічні демпфери, які зменшують коливання та підвищують стійкість будівель і мостів у зонах з високою сейсмічною активністю [4].

3. Біомедична інженерія. Кісткові імплантати та судинні стенти. Fe-SMA вважаються перспективним матеріалом завдяки своїй біосумісності, можливості магнітного керування та високій міцності. Використання таких сплавів дозволяє забезпечити надійне кріплення протезів та адаптивну роботу стентів у серцево-судинній хірургії [5].

4. Інтелектуальні імплантати. Завдяки здатності відновлювати форму та змінювати жорсткість під впливом зовнішніх факторів, Fe-SMA можуть стати основою для розробки імплантатів нового покоління з адаптивними властивостями [5].

5. Розумні матеріали та пристрої. Датчики і приводи. Магніточутливі Fe-SMA можуть змінювати форму під дією зовнішнього магнітного поля, що робить їх придатними для створення сенсорних систем і виконавчих механізмів. Це відкриває можливості для застосування у робототехніці, автоматизованих системах та «розумних» конструкціях [6].

### 1.1.3 Сплав Ni-Ti з пам’яттю форми: властивості та застосування

Ni-Ti (нікель-титан), відомий як нітинол, є одним із найважливіших і найпоширеніших сплавів з ефектом пам’яті форми (SMA). Його особливість полягає у поєднанні високих механічних характеристик, біосумісності та стабільності функціонування при багаторазових циклах деформації [7].

Нітинол може проявляти ефект пам’яті форми та супереластичність, що робить його універсальним матеріалом для застосувань, де важлива відновлюваність форми, пружність і довговічність [7]. Характеристики фізичних властивостей Ni-Ti наведено у таблиці 1.3:

Таблиця 1.3 – Фізичні властивості Ni-Ti

| Властивість | Значення |
|---|---|
| Температура плавлення | 1310°C |
| Густина | 6.5 г/см$^3$ |
| Питомий електричний опір | 76 мкОм-см |
| Модуль пружності | 28-41 ГПа |
| Коефіцієнт теплового розширення | 6.6×106/°C |
| Границя міцності на розтяг | ≥1070 МПа |
| Загальне видовження | ≥10% |
| Деформація з пам’яттю форми | ≤8 % |
| Температура перетворення | 30 – 80 °C |

Основними властивостями Ni-Ti є:

1. Висока міцність і пластичність у поєднанні з відмінною корозійною стійкістю.

2. Стійкість до втоми матеріалу, що гарантує надійну роботу при багаторазових циклах навантаження.

3. Біосумісність, що дозволяє безпечно застосовувати сплав у контакті з тканинами та рідинами людського організму [7].

Сфери застосування Ni-Ti:

4. Медицина: ортодонтичні дуги, імплантати, ортопедичні фіксатори, ендоваскулярні стенти.

5. Точне машинобудування та робототехніка: мікроприводи, сенсорні системи та пристрої позиціонування.

6. Аерокосмічна галузь: адаптивні крила та термочутливі конструкційні елементи.

7. Будівництво та енергетика: демпфери вібрацій та інноваційні матеріали з адаптивними функціональними властивостями [7].

Між сплавами Ni-Ti, Cu-Zn-Al, Fe-SMAs є різниця (табл. 1.4):

Таблиця 1.4 – Порівняльні властивості SMA

| Властивості | Ni-Ti | Cu-Zn-Al | Fe-SMAs |
|---|---|---|---|
| Ефект пам’яті форми | Сильний, повторювальний | Помірний | Слабкий |
| Надупружність | Відмінна | Обмежена | Погана |
| Діапазон температур перетворення | 30-100 (регулюється) | Від -100 до 100 | Від -50 до 200 |
| Стійкість до втоми | Висока ($10^6$ циклів) | Низька (100 циклів) | Помірна |
| Корозійна стійкість | Відмінна | Погана | Погана |
| Біосумісність | Відмінна | Токсичність Zn | Вивільнення іонів Fe |
| Модуль пружності | 28-41 ГПа | 70 ГПа | 200 ГПа |
| Границя міцності на розтяг | ≥1070 МПа | 300-500 МПа | 600-1000 МПа |

Серед перелічених матеріалів нітинол є найбільш оптимальним для біомедичних застосувань завдяки високій функціональній надійності, відмінним механічним властивостям та гарній сумісності з біологічними тканинами. Далі розглянемо кожен із зазначених матеріалів детальніше [7].

## 1.2 Температурний режим SMA та його вплив на стабільність роботи

Одним із головних обмежень застосування сплавів із ефектом пам’яті форми (SMA) у біомедичних протезах є ризик перегріву матеріалу. В процесі відновлення початкової форми Ni-Ti зазнає фазового переходу: його кристалічна структура змінюється з низькотемпературного мартенситу на високотемпературний аустеніт. Цей перехід супроводжується поглинанням або виділенням тепла та відбувається в чітко визначених температурних інтервалах, що позначають початок і кінець трансформації (As і Af при нагріванні; Ms і Mf при охолодженні) [8].

Дослідження теплових властивостей показують, що температура завершення аустенітного переходу (Af) для консольних елементів Ni-Ti досягає приблизно 111 °C, тоді як для гвинтових пружин цей показник істотно нижчий − близько 56 °C. Це свідчить про те, що консольні приводи на основі SMA потребують нагріву до температур, які значно перевищують безпечний діапазон для біомедичних застосувань (≤40-42 °C на поверхні контакту з тілом). Перегрів не лише підвищує ризики для користувача, а й спричиняє подовження часу охолодження та збільшення енергетичних витрат. [8].

Рисунок 1.2 показує дві фази переходу. Один під час нагрівання, другий - охолодження. Плече що з’являється в лівій частині графіку ДСК при нагріванні, обумовлений переходом фази аустеніт до мартенситу. При цьому типові значення показників можна представити у таких показниках: Ms (початок мартенситу): ~30-50°C, Af (фініш аустеніту): ~60-90°C.

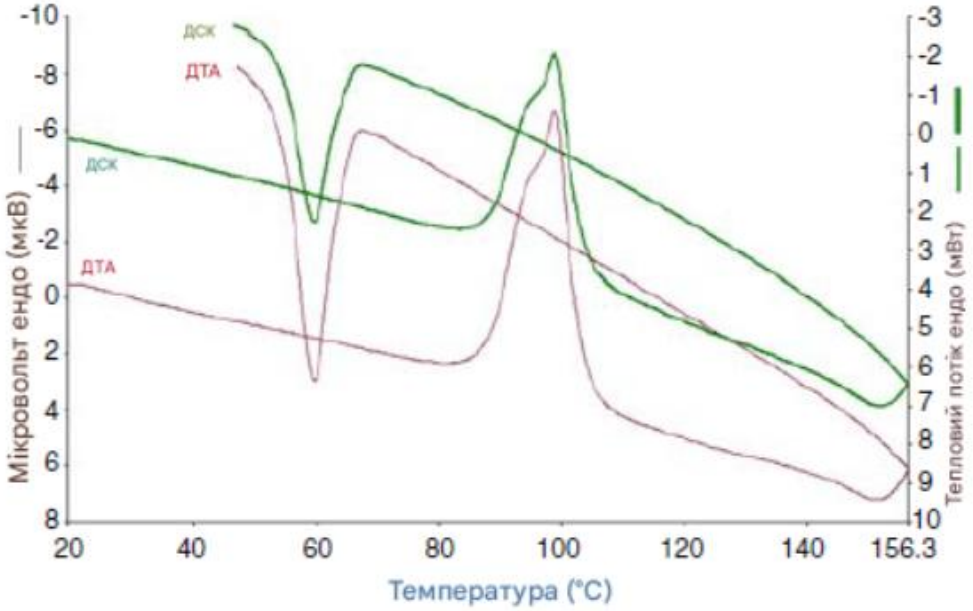


Рисунок 1.2 – Криві ДТА (Диференціальний термічний аналіз) та ДСК (Диференціальна сканувальна калориметрія) для нітнолу під час режиму нагрівання та охолодження [8]

Отже, відсутність ефективних способів контролю температури обмежує практичне використання SMA-елементів у протезах. Тому інтеграція пасивних або активних систем охолодження є критичною для забезпечення безпечного та ефективного функціонування таких приводів у біомедичних застосуваннях [8].

### 1.2.1 Охолодження нітинолу через подачу імпульсним постійним струмом

Система контролю температури для сплавів із пам’яттю форми (SMA) повинна відповідати двом ключовим вимогам:

- забезпечувати досягнення температури завершення аустенітного переходу (Af) максимально швидко та з високою точністю;
- запобігати перевищенню встановленої температури. Коливання температури небажані, оскільки вони свідчать про неконтрольоване охолодження, яке залежить лише від конвекції повітря.

Для регулювання температури дроту з нікель-титанового сплаву було протестовано чотири типи лінійних регуляторів: пропорційний (P), пропорційно-інтегральний (PI), пропорційно-інтегрально-диференційний (PID) та випереджальний (feed-forward). У випадку перших трьох регуляторів налаштування параметрів підсилення здійснювалося відповідно до зазначених вимог, тоді як випереджальне керування реалізовувалося за схемою, представленою на рисунку 1.3 [9].

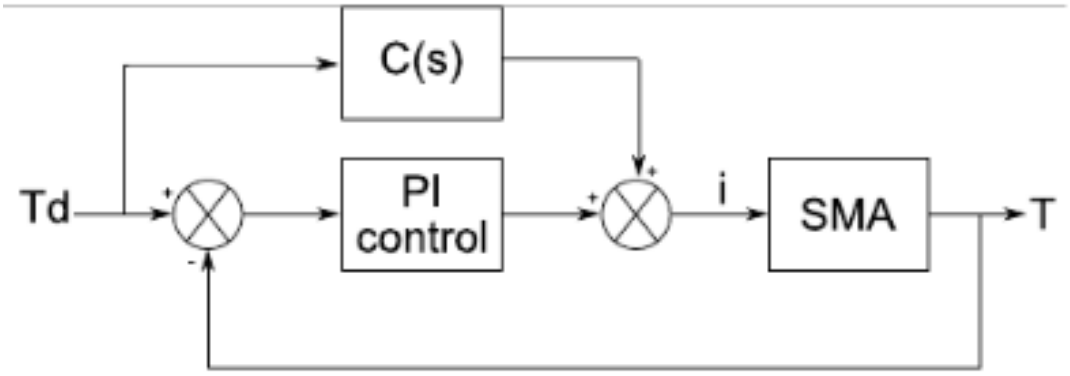


Рисунок 1.3 – Схема керування з прямим зворотним зв’язком.

Для забезпечення стабільності основного контуру використовувався PI-регулятор. Позначення C(s) відповідає функції випередження або запізнення, що використовується для налаштування контуру прямого зворотного зв’язку [9].

Оскільки було встановлено, що перегрівання нітинолового штучного м’язу може негативно впливати на роботу протезу, доцільним є застосування широтно-імпульсної модуляції (ШІМ) (рис. 1.4). Ця модуляція забезпечує швидке перемикання струму з активного режиму в стан спокою, що дозволяє штучному м’язу рівномірно нагріватися по всій його довжині [10].

На рисунку 1.5 представлена електронна схема призначена для управління нітиноловим дротом із використанням широтно-імпульсної модуляції. Основним компонентом є таймер LM555, який у цьому випадку функціонує як генератор прямокутних імпульсів. Частота та тривалість імпульсів регулюються за допомогою підбору резисторів і конденсаторів у таймерному колі, що

дозволяє змінювати коефіцієнт заповнення сигналу. У результаті формується керуючий сигнал із регульованою тривалістю імпульсів, який визначає середню потужність, що подається на навантаження [10].

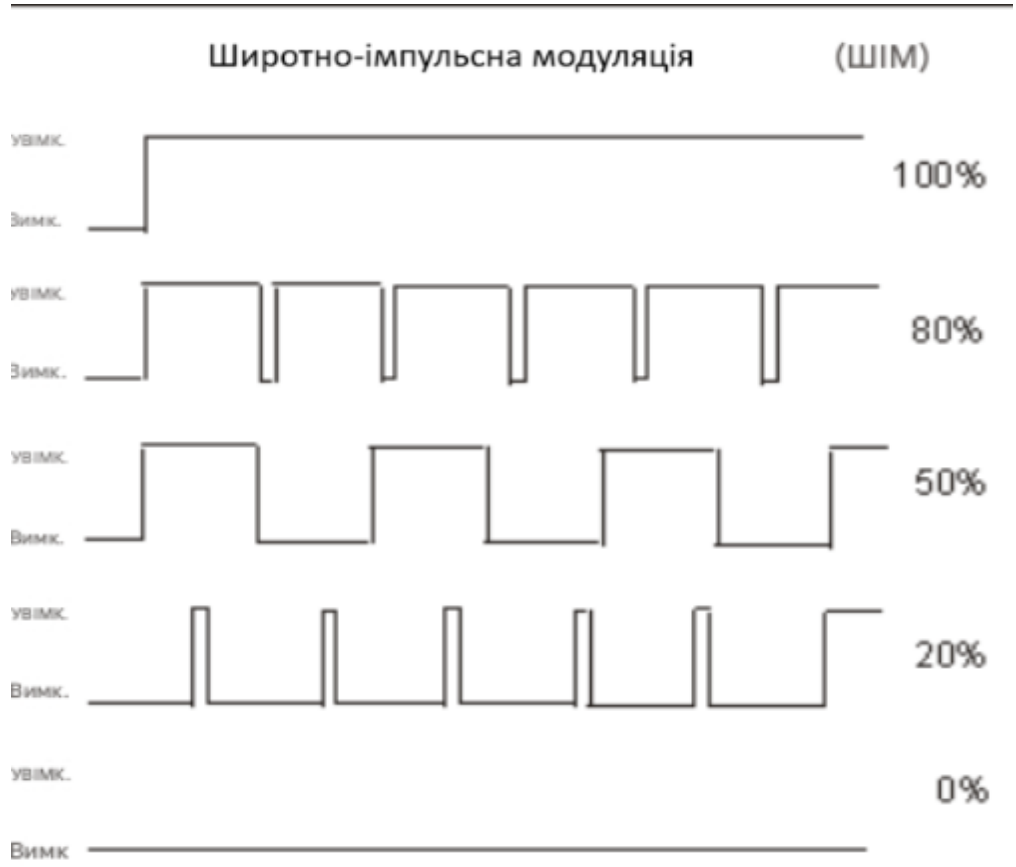


Рисунок 1.4 – Широтно-імпульсна модуляція [10]

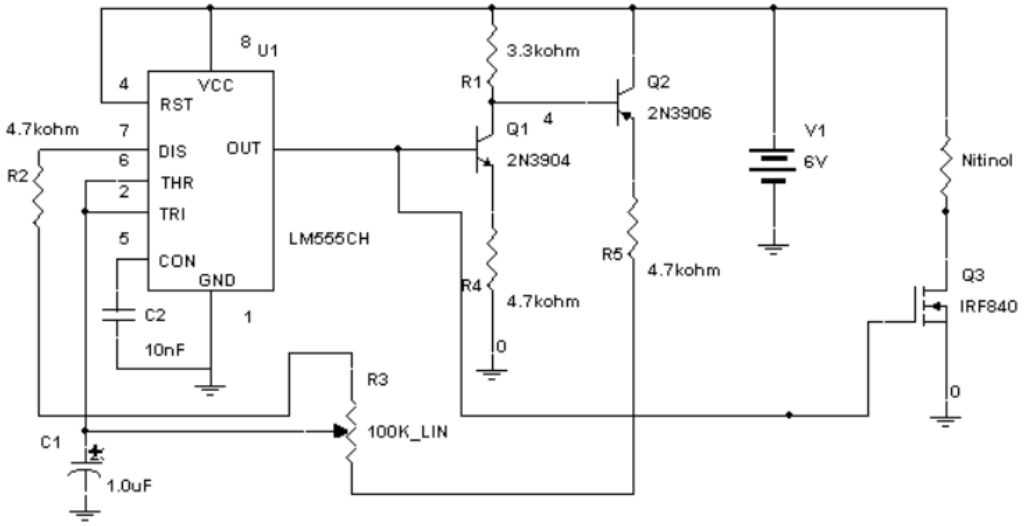


Рисунок 1.5 – Схема ШІМ модулятора [10]

Для забезпечення правильної роботи силового ключа вихід таймера підключено до транзисторного каскаду, що складається з двох малопотужних транзисторів різного типу провідності, які виконують роль драйвера − підсилюють сигнал і забезпечують швидке відкривання та закривання силового транзистора [10].

У якості силового ключа застосовується MOSFET-транзистор, який вмикає або вимикає струм через нітиоловий дріт, підключений до джерела постійного струму 6 В. Коли на затворі транзистора з’являється імпульс високого рівня, MOSFET відкривається, пропускаючи струм через нітінол, що спричиняє його нагрів і відповідну деформацію. У проміжках між імпульсами транзистор закривається, дріт охолоджується та відновлює початкову форму [10].

Отже, керування нітиноловим елементом здійснюється не шляхом безперервної подачі струму, а шляхом регулювання середньої потужності через зміну співвідношення тривалості імпульсу та паузи. Такий підхід дозволяє ефективніше контролювати нагрівання та запобігати перегріванню дроту, що сприяє продовженню його ресурсу та підвищенню надійності роботи пристрою [10].

## Висновок до розділу 1

Проведено комплексний аналіз фізико-механічних характеристик матеріалів з ефектом пам’яті форми (SMA), їхніх температурних режимів роботи та особливостей керування нагріванням, що є критично важливими аспектами при створенні біомедичних приводів, зокрема штучних м’язів на основі нітинолу. Отримані результати дозволяють сформувати цілісне розуміння принципів функціонування таких матеріалів та їхньої придатності до застосування у конструкції протезу кисті руки.

Дослідження показали, що всі розглянуті класи сплавів − Cu-Zn-Al, Fe-основні SMA та Ni-Ti − мають спільну основу у вигляді оборотного мартенситного перетворення, однак кожен із них демонструє унікальний комплекс експлуатаційних властивостей. Сплави Cu-Zn-Al характеризуються простотою виробництва та доступністю, проте обмежені низькою корозійною стійкістю, невисокою витривалістю та схильністю до крихкості за неправильних умов термообробки. Fe-SMA вигідно вирізняються міцністю, високим модулем пружності та можливістю використання у масштабних конструкціях, але їхня функціональна стабільність та біосумісність не є достатніми для медичних застосувань. Нітинол, натомість, демонструє оптимальний баланс характеристик: високу пружність, відмінну корозійну стійкість, здатність витримувати мільйони циклів деформації та біосумісність, що робить його незамінним у біомедичній інженерії.

Узагальнюючи проведений огляд, можна зробити висновок, що Ni-Ti залишається найбільш перспективним матеріалом для створення штучних м’язів протезів кисті завдяки поєднанню високої функціональності, стійкості до втоми та сумісності з біотканинами. Водночас його використання потребує чітко розробленої системи керування температурою, яка мінімізує ризик перегрівання та забезпечує стабільну роботу приводу. Таким чином, ефективне застосування нітинолу у біомедичних пристроях можливе лише за умови інтеграції відповідних схем електронного керування і врахування температурних характеристик матеріалу.

Зазначені дослідження створюють теоретичне підґрунтя для подальшої розробки та вдосконалення конструкції нітинолових штучних м’язів. Отримані дані стануть основою для проєктування системи керування протезом, вибору оптимальних режимів роботи та визначення необхідних заходів охолодження, що розглядається у наступних розділах роботи.

# РОЗДІЛ 2
# ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ ЖИВЛЕННЯ І ТЕРМОСТАБІЛІЗАЦІЇ ДЛЯ ПРОТЕЗА З SMA-ПРИВОДАМИ

## 2.1 Вибір типу живлення: розрахунок параметрів акумуляторної системи

Для визначення основних характеристик штучного м’язу на основі нітинолу використовувався стандартний термоактивний дріт із нітинолового сплаву. Щоб підібрати необхідні параметри струму та зручно моделювати роботу в протезі, дріт надавався у формі пружини, яка передбачена для використання в пристрої.

Для функціонування інтелектуального протеза кисті з електротермічним приводом на базі ефекту пам’яті форми потрібне надійне джерело живлення, здатне підтримувати стабільну потужність протягом усього терміну служби батареї. Через високу питомою енергію, відсутність «ефекту пам’яті» у Li-ion батарей та добру циклічну стабільність у цьому проєкті обрано літій-іонні акумулятори.

Ефект пам’яті акумулятора полягає у здатності батареї «запам’ятовувати» свій режим роботи. Цей ефект особливо помітний при використанні акумулятора в стані неповного заряду (PSoC), що призводить до зменшення корисної ємності батареї у робочому діапазоні напруги (SoC) [11].

Пам’яттєвий ефект проявляється здебільшого через те, що батареї часто заряджають і розряджають неповністю. Якщо акумулятори регулярно підзаряджати, не використовуючи їх повністю, вони «звикають» до зменшеної ємності й вже не відновлюють початковий запас енергії. Найбільш виражений цей ефект у нікель-кадмієвих (Ni-Cd) та деяких нікель-металгідридних (Ni-MH) акумуляторах, і він обумовлений утворенням кристалічних відкладень на кадмієвому катоді [12, 13].

Літій-іонні акумулятори не проявляють ефекту пам’яті, характеризуються низьким рівнем саморозряду − приблизно 1,5–2 % на місяць − та не містять токсичних речовин, таких як свинець або кадмій. Схематичне зображення конструкції літій-іонного акумулятора наведено на рисунку 2.1 [14].

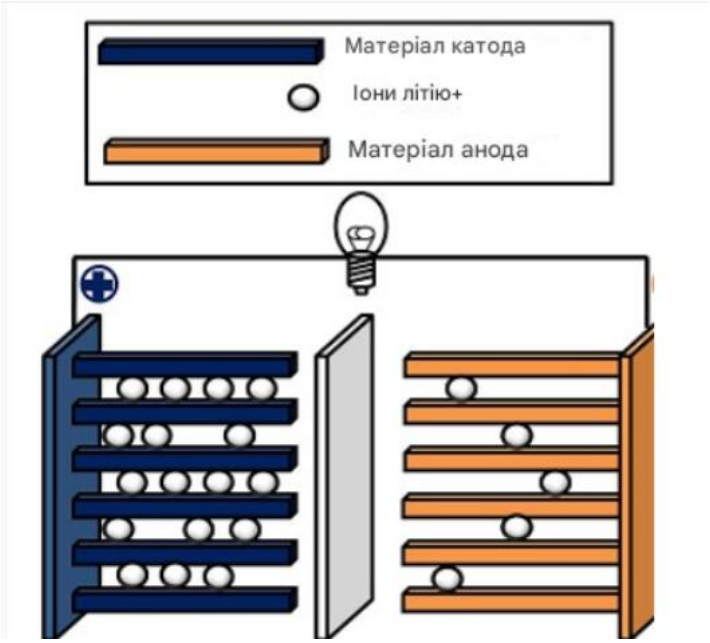


Рисунок 2.1 – Схема літій-іонного акумулятора [14]

Основні критерії вибору акумулятора:

1. Номінальна напруга (U) − визначається кількістю елементів в акумуляторі (типове значення літій-іонного елемента − 3,6-3,7 В).

2. Ємність (Q, Ah) − кількість електричного заряду, яку акумулятор може віддати під час розряду.

3. Питома енергія (Wh/kg) та питома потужність (W/kg) − впливають на масово-габаритні характеристики протеза.

4. Глибина розряду (DoD) − для літій-іонних акумуляторів безпечний діапазон становить приблизно 80-90% від номінальної ємності.

5. ККД (η) − враховує втрати у внутрішньому опорі та перетворювачах потужності.

6. Струм навантаження (I) − середнє та пікове значення визначають можливість стабільного живлення виконавчих механізмів [15,16].

2.1.1 Основні формули для розрахунку ємності акумуляторної батареї

Базова формула для визначення ємності [15]:

$$Q = I \times t, \tag{1}$$

де $I$ − споживаний струм (А), $t$ − час розряду акумулятора (год).

Для переходу до енергетичних характеристик [15]:

$$E = U \times Q, \tag{2}$$

де $E$ − запас енергії батареї (Вт·год), $U$ − номінальна напруга батареї (В).

Якщо відома споживана потужність $P$ [16]:

$$t = \frac{E}{P} = \frac{U \times Q}{P}. \tag{3}$$

Для точного розрахунку часу автономної роботи враховують глибину розряду та ККД [12]:

$$t = \frac{U \times Q}{P} \times DoD \times \eta. \tag{4}$$

2.1.2 Практичний розрахунок ємності акумулятора

Для визначення необхідних характеристик будемо використовувати дані, отримані у попередній роботі [17]: електротермічні приводи протеза споживають в середньому 1 А при напрузі 7,4 В (дві послідовно з’єднані Li-ion батареї). Бажаний час роботи становить 5 годин. Розрахунок базової ємності акумулятора

без урахування DoD та коефіцієнта ефективності (η) проводиться за формулою (1):

$$Q = I \times t = 1 \times 5 = 5Ah, \quad (6)$$

З урахуванням DoD = 0,85 та η = 0,9 реальна потрібна ємність складає за формулою [16]:

$$Q_{\text{необхідна}} = \frac{I \times t}{DoD \times \eta} = \frac{5}{0.85 \times 0.9} = 6.5\ Ah. \quad (7)$$

Таким чином, доцільно обирати акумулятор на 7 Ah, щоб мати запас потужності та ресурсу.

## 2.2 Схема регулювання електронавантаження та захисту від перегріву.

Для стабільної роботи інтелектуального електротермічного протеза з нітиноловими штучними м’язами необхідний точний контроль температури. Це стосується як нагрівання акумуляторної батареї, так і самих приводів, оскільки в замкнутій системі надлишок тепла може негативно вплинути на працездатність пристрою.

Робочий температурний діапазон Li-ion акумуляторів становить від -20 до +50 °C. Наближення до крайніх значень негативно позначається на запасі енергії батареї. Оптимальна температура експлуатації становить близько +20 °C. Перевищення верхньої межі може викликати тепловий розгін, виділення токсичних газів і, у найгіршому випадку, призвести до вибуху акумулятора [18].

Нітинол має свій діапазон робочої температури, штучний м’яз починає спрацьовувати, після нагрівання до 60 -70 °C [19].

2.2.1 Захист акумулятора та нітинолових м’язів від перегріву.

Для безпечної експлуатації протеза руки з електротермічними приводами на основі нітинолу необхідно постійно контролювати температуру у робочих зонах штучних м’язів. З цією метою була створена система збору даних, що базується на цифрових сенсорах температури DS18B20 у таблиці 2.1 вказані характеристики датчика, контролері Arduino Uno R3 та програмному середовищі Processing для візуалізації отриманих результатів.

DS18B20 – цифровий термометр, який здатен виміряти температуру від -55°C до +125°C. Точність ±0,5°C від -10°C до +85°C [20].

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики датчику температури DS18B20 [20]

| Датчик | DS18B20 |
|---|---|
| Маркування | TO-92 |
| Розрядність | 9-12біт |
| Час перетворення | 750nS(max) |
| Точність вимірювання ±0.5% у сфері температур | -10 …. +85 ° C |
| Напруга живлення для точності вимірювання ±0.5% | 3,0-5,5V |

Перевагою цих сенсорів є можливість підключення кількох датчиків до однієї шини. Мікропроцесор Arduino обробляє отримані дані, і у випадку перевищення встановленого порогу контролер може виконати захисні дії.

Схема підключення трьох датчиків DS18B20 показана на рисунку 2.2. Всі сенсори з’єднуються за принципом однопровідної шини OneWire. Живлення подається від Arduino (+5 В), загальний провід підключено до GND, а сигнальні виходи об’єднано та підключено до цифрового входу D2. Для забезпечення коректної роботи використано підтягувальний резистор 4,7 кОм між лінією даних і живленням [20].

Кожен датчик DS18B20 має унікальну апаратну адресу, що дозволяє контролеру ідентифікувати його серед кількох підключених пристроїв. Це забезпечує можливість одночасного зчитування температури у різних зонах протеза, наприклад по одній точці на кожній фаланзі пальця. Такий підхід дає

змогу виявляти локальні перегріви, які неможливо відстежити за допомогою лише одного сенсора [21].

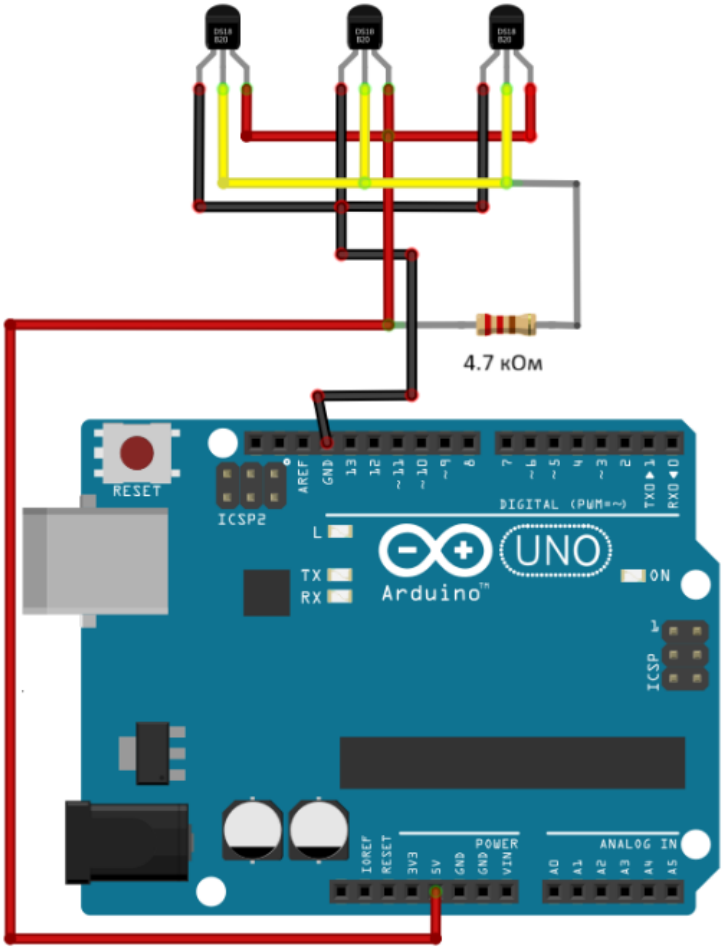


Рисунок 2.2 – Схема підключення датчиків температури в проєкті

Принцип роботи системи:

1. Зчитування даних: контролер Arduino робить запит на шину OneWire, ініціює вимірювання показників температури і отримує цифрові значення від датчиків.

2. Передача даних: показники перетворюються у формат рядка «T1;T2;T3» та надсилаються через послідовний інтерфейс USB у комп’ютер.

3. Обробка та візуалізація: середовище Processing приймає дані, розбиває їх на окремі числові значення та відображає у вигляді кольорових прямокутників, що символізують фаланги пальця. Колірна шкала змінюється від

синього (низька температура) до червоного (висока температура), що дозволяє в реальному часі відстежувати тепловий стан нітинолових м’язів.

Використання багатоточкового контролю температури дає змогу:

- захищати нітиноловий дріт від перегріву понад 60-70 °C, що в нашому випадку може призвести до деградації матеріалу;
- досліджувати тепловий розподіл вздовж штучного м’яза;
- формувати дані для подальшого проєктування систем охолодження та алгоритмів керування приводом.

Таким чином, представлена апаратно-програмна система дозволяє не лише контролювати робочий стан приводу, але й створює основу для оптимізації конструкції протеза.

На рисунках 2.3-2.4 показано приклад візуалізації температурних даних, отриманих від трьох цифрових датчиків DS18B20, підключених до плати Arduino Uno. Кожен сенсор відповідає за вимірювання температури окремої ділянки штучного м’яза (фаланги пальця). Передача даних здійснюється через послідовний порт у середовище Processing, де вони обробляються та відображаються у вигляді кольорових індикаторів.

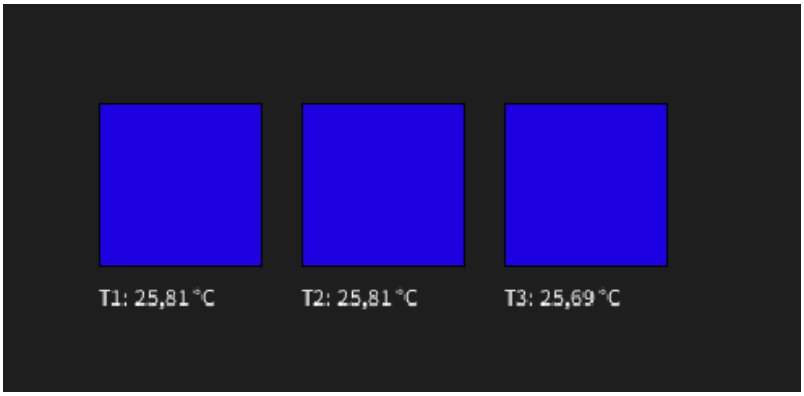


Рисунок 2.3 – Візуалізація температури трьох датчиків DS18B20 у середовищі Processing

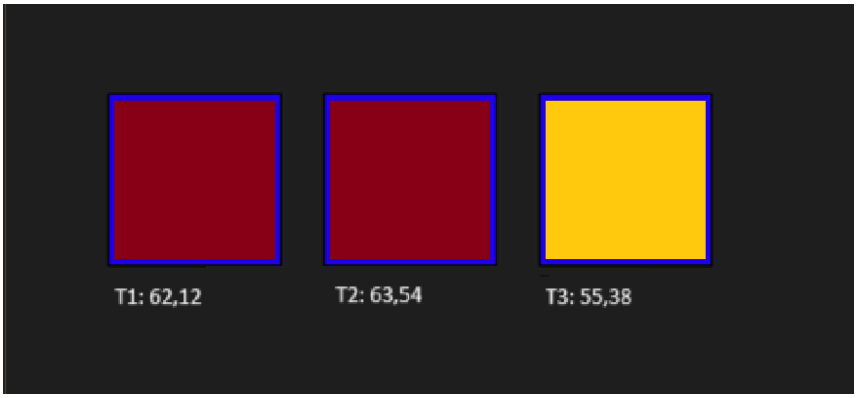


Рисунок 2.4 – Візуалізація температури трьох датчиків DS18B20, під час навантаження штучних м’язів, у середовищі Processing

У представленій реалізації для кожного датчика створено окремий графічний блок − синій квадрат, під яким відображається числове значення поточної температури. Такий підхід забезпечує можливість візуального контролю теплових процесів у реальному часі. За потреби система може бути розширена: колір квадратів може змінюватися залежно від рівня нагрівання, що полегшує оцінку стану елементів без детального аналізу числових даних.

Отримана структура демонструє ефективність інтеграції мікроконтролера Arduino з візуалізаційними засобами Processing, дозволяючи поєднувати апаратні вимірювання та їх програмне представлення у зручній для користувача формі.

### 2.2.2 Пасивне відведення тепла від нагрівальних елементів

Через обмежені розміри протеза неможливо розмістити водяне охолодження. Натомість доцільно розглянути альтернативні рішення, зазвичай реалізовані через спеціальні матеріали та конструктивні елементи, що сприяють ефективному теплопереносу. У зв’язку з цим необхідно створити окремий блок керування пальцями протеза, в якому нітинолові штучні м’язи розташовуватимуться окремо від самих пальців. Такий підхід дозволяє локалізувати всі джерела тепла в одному місці та ефективно охолоджувати блок

керування. Нітинолові пружини будуть приводити в рух троси, проведені через фаланги пальців протеза, аналогічно до сухожиль згиначів і розгиначів. Блок керування оснащено елементами Пельтьє та алюмінієвими радіаторами (рис. 2.5), що забезпечують охолодження кожного окремого штучного м’яза.

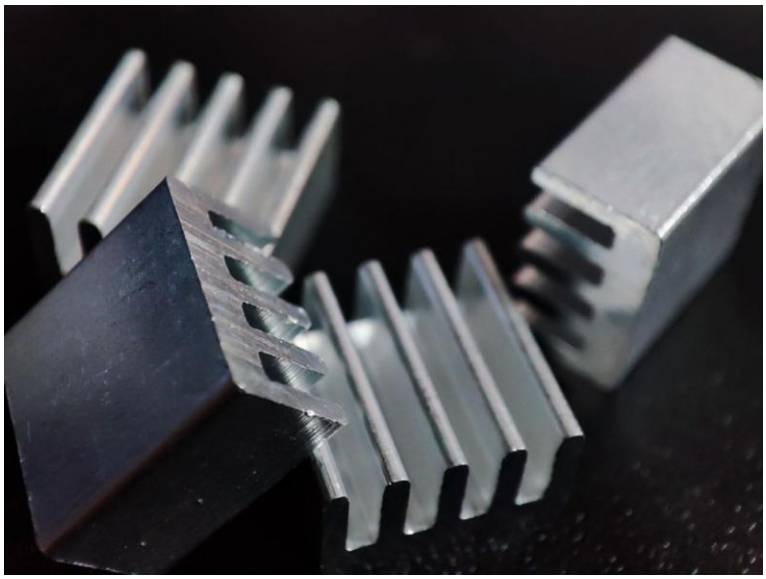

Рисунок 2.5 – Алюмінієві радіатори

Елемент Пельтьє працює на основі термоелектричного явища, відомого як ефект Пельтьє, суть якого полягає в здатності електричного струму переносити теплову енергію. Коли через термоелектричний модуль протікає постійний струм, у його внутрішній структурі виникає температурний градієнт: одна сторона нагрівається, а протилежна − охолоджується [22].

Особливістю таких пристроїв є можливість керованої зміни режиму роботи в залежності від напрямку проходження струму. Це дозволяє одному і тому самому елементу виконувати функції як охолоджувача, так і нагрівача без необхідності додаткових механічних перемикань або зміни роз’ємів. Така універсальність робить модулі Пельтьє зручними для застосування в різних системах терморегуляції [22].

Ще однією важливою перевагою термоелектричних елементів є їх компактність і надійність конструкції: відсутність рухомих частин знижує

ймовірність зносу або поломки та дозволяє створювати невеликі й довговічні системи. Завдяки цим властивостям елементи Пельтьє широко застосовують у медичних, побутових та промислових пристроях, де потрібне точне локальне охолодження або нагрівання [22].

Робота термоелектричного елемента регулюється за допомогою контролера TEC (Thermoelectric Cooler Controller), який встановлює та підтримує силу струму, що подається на модуль. Від параметрів контролера залежить швидкість досягнення заданої температури та точність її утримання. Це забезпечує можливість інтеграції елементів Пельтьє у системи автоматизованого керування температурою, гарантує стабільність і високу ефективність процесів охолодження або нагрівання [22].

Внутрішня структура термоелектричного елемента Пельтьє складається з ряду напівпровідникових гранул на основі телуриду вісмуту, що мають як N-, так і P-тип провідності. Ці гранули формують модуль, у якому електричне з’єднання виконано послідовно, забезпечуючи проходження струму через усі пари напівпровідникових переходів. При цьому розташування гранул організоване так, щоб тепловий потік проходив паралельно, що дозволяє максимально ефективно передавати тепло між двома протилежними сторонами елемента [23].

Зовнішніми поверхнями термоелектричного модуля є керамічні пластини, при цьому одна сторона нагрівається, а протилежна охолоджується залежно від напрямку струму. Саме така конструктивна особливість забезпечує формування температурного градієнта, який лежить в основі роботи ефекту Пельтьє (рис. 2.6) [23].

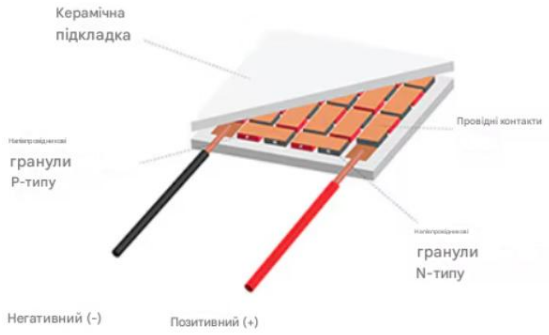


Рисунок 2.6 – Елемент Пельтьє [23]

Тепло спочатку розподіляється по металевій основі (теплопровідність алюмінію близько 210 Вт/(м·°C)), а потім ефективно відводиться в навколишнє середовище через ребра радіатора. Для контролю температури в конструкції застосовано комбінацію термоелектричних модулів Пельтьє та цифрових датчиків DS18B20.

На схемі, представленій на рисунку 2.7, реалізовано систему індивідуального керування п’ятьма термоелектричними охолоджувачами Пельтьє, по одному на кожен штучний м’яз. Кожен модуль взаємодіє з окремим цифровим датчиком температури DS18B20, що забезпечує локальне регулювання тепла в конкретній зоні. Такий підхід дозволяє формувати розподілену систему керування тепловими потоками, де температура підтримується незалежно для кожного каналу.

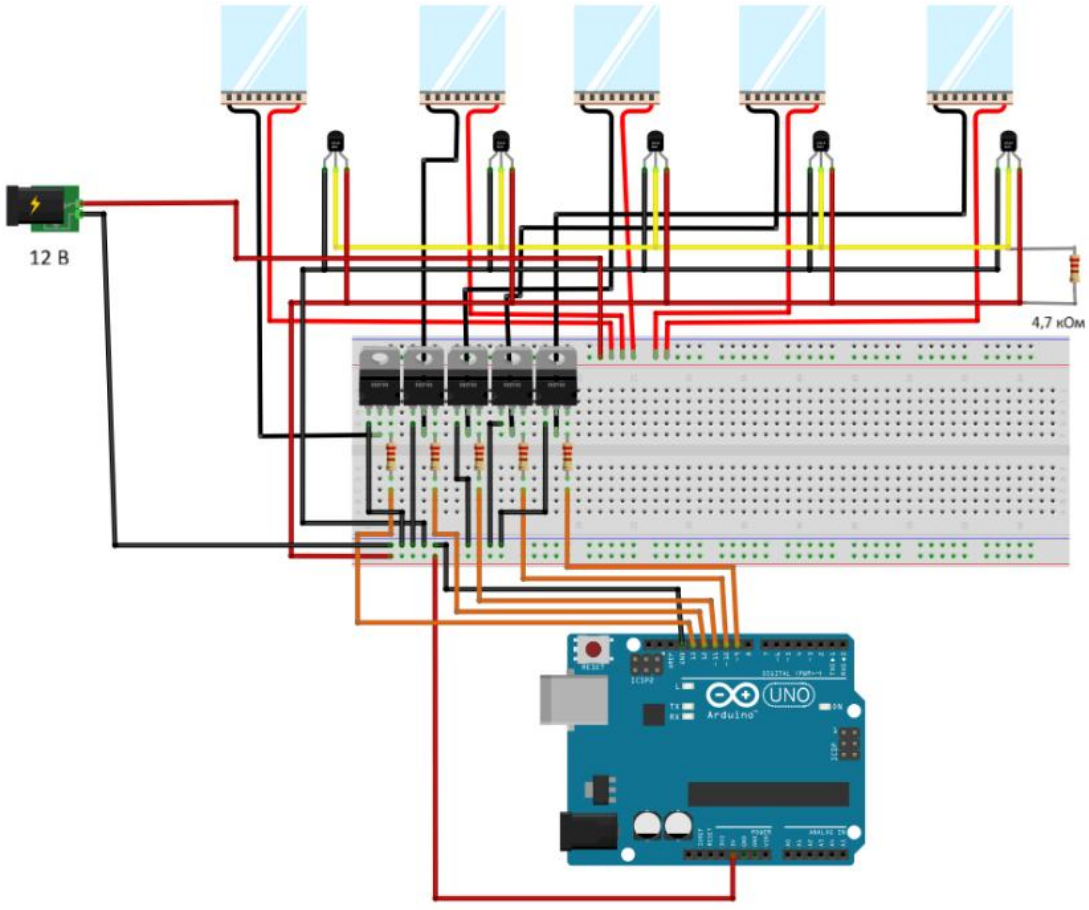


Рисунок 2.7 – Система охолодження шучних м'язів

Датчики DS18B20 підключаються до однієї цифрової шини Arduino за протоколом 1-Wire. Кількість сенсорів на кожен штучний м’яз може варіюватися від одного до трьох, що дозволяє підвищити точність вимірювань за рахунок фільтрації помилкових сигналів. Наприклад, елемент Пельтьє спрацьовує тільки тоді, коли показники двох із трьох датчиків свідчать про перевищення температури. Кожен сенсор має унікальну ідентифікаційну адресу, що дає змогу контролеру правильно зчитувати температуру з п’яти різних точок. Для стабільної роботи використовується підтягувальний резистор 4,7 кОм між шиною даних та живленням, що забезпечує надійний цифровий канал обміну інформацією для Arduino.

Оскільки термоелектричні модулі Пельтьє споживають значний струм (до кількох ампер кожен), пряме підключення до виходів Arduino неможливе. Для комутації навантаження застосовуються MOSFET-транзистори, які виконують роль електронних ключів. Схема побудована за принципом low-side switch: позитивна шина живлення (+12 В) підключена безпосередньо до модуля Пельтьє, а другий контакт комутується через сток транзистора на загальну землю. Керування струмом через модуль здійснюється шляхом подачі сигналу на затвор MOSFET.

При подачі логічного рівня 5 В з Arduino затвор відкриває канал провідності, і через Пельтьє проходить струм. У відсутності сигналу транзистор закритий, і модуль знеструмлюється. Така схема забезпечує точне та енергоефективне керування термоелементами, а також живлення штучних м’язів у момент їхнього спрацювання.

Алгоритм регулювання складається з програмної частини, що реалізує наступний цикл:

1. Опитування всіх датчиків DS18B20.
2. Порівняння фактичної температури з еталонним значенням.
3. Формування керуючого сигналу для відповідного каналу.

У найпростіших схемах застосовується двопороговий алгоритм із гістерезисом: при досягненні верхнього порога модуль Пельтьє вмикається, а

при зниженні температури нижче встановленого рівня − вимикається. Для більш складних систем можливе використання PID-регулятора, який забезпечує плавне керування потужністю за допомогою широтно-імпульсної модуляції (PWM). Такий підхід дозволяє зменшити коливання температури та підвищує ефективність охолодження..

PID-контролер (від англ. Proportional-Integral-Derivative − пропорційно-інтегрально-диференційний контролер) є системою керування із замкненим циклом, широко використовуваною у промисловій автоматизації та регулюванні технологічних процесів. Він поєднує три типи регулюючих впливів: пропорційний, інтегральний та диференційний, які разом формують PID-дію. Значення коефіцієнтів цих компонентів підбираються індивідуально для кожного завдання, що дозволяє досягти оптимальної реакції системи [24].

Контролер отримує дані про поточний стан процесу від датчика, який фіксує фактичну величину, і порівнює їх із заданим значенням − встановленою змінною. На основі цього порівняння PID-контролер генерує вихідний сигнал, що складається з пропорційної, інтегральної та диференційної складових, і передає його на виконавчий механізм для корекції процесу [24].

Ключовим елементом є правильна організація живлення. Термоелектричні модулі Пельтьє отримують живлення від окремого джерела постійного струму 12 В із запасом по струму, достатнім для одночасної роботи всіх модулів. Для зменшення пульсацій і захисту електроніки від імпульсних завад на вході встановлюють фільтрувальні конденсатори (1000 мкФ і 0,1 мкФ), а також додаткові конденсатори біля кожного MOSFET для локального згладжування. Це забезпечує зниження електромагнітних перешкод, які виникають під час швидкого перемикання транзисторів.

Крім цього, у ланцюгах затворів використовують резистори для обмеження імпульсних струмів під час заряджання ємності затвора, а також підтягувальні резистори до загальної землі, які забезпечують надійне закриття транзистора при відсутності керуючого сигналу.

Отже, представлена схема забезпечує багатоканальний контроль температури з незалежним регулюванням кожного термоелемента Пельтьє. Використання MOSFET-транзисторів у ролі комутаційних ключів дозволяє ефективно керувати великими струмами при мінімальних втратам, а цифрові датчики DS18B20 формують точну систему зворотного зв’язку. Така архітектура є ключовою для створення адаптивних систем охолодження у медичних або робототехнічних пристроях, де критично важливо підтримувати стабільний тепловий режим.

## 2.3 Концепція будови протезу та розрахунок ваги

На рисунку 2.8 представлено концептуальну 3D-модель протеза кисті, виконану у вигляді модульної конструкції, яка поєднує біомеханічні, електронні та терморегуляційні елементи. Модель демонструє структуру протеза з акцентом на інтеграцію штучних м’язів на основі нітинолових пружин, систем охолодження та розміщення енергетичних компонентів.

Концепція 3D-модель протеза кисті передбачає створення компактної та водночас функціонально насиченої конструкції, у якій основний корпус формується з пластикових елементів. Каркас виконує одразу кілька задач:

- забезпечення жорсткості та механічної міцності;
- внутрішнє розміщення штучних м’язів;
- формування каналів для тросової передачі зусилля;
- інтеграція модулів охолодження та сенсорів;
- розміщення акумулятора, мікроконтролера та силової електроніки.

Довгий циліндричний модуль відповідає за розміщення акумулятора та блоку керування. Він виконує роль «передпліччя», в якому зібрані основні електронні вузли.

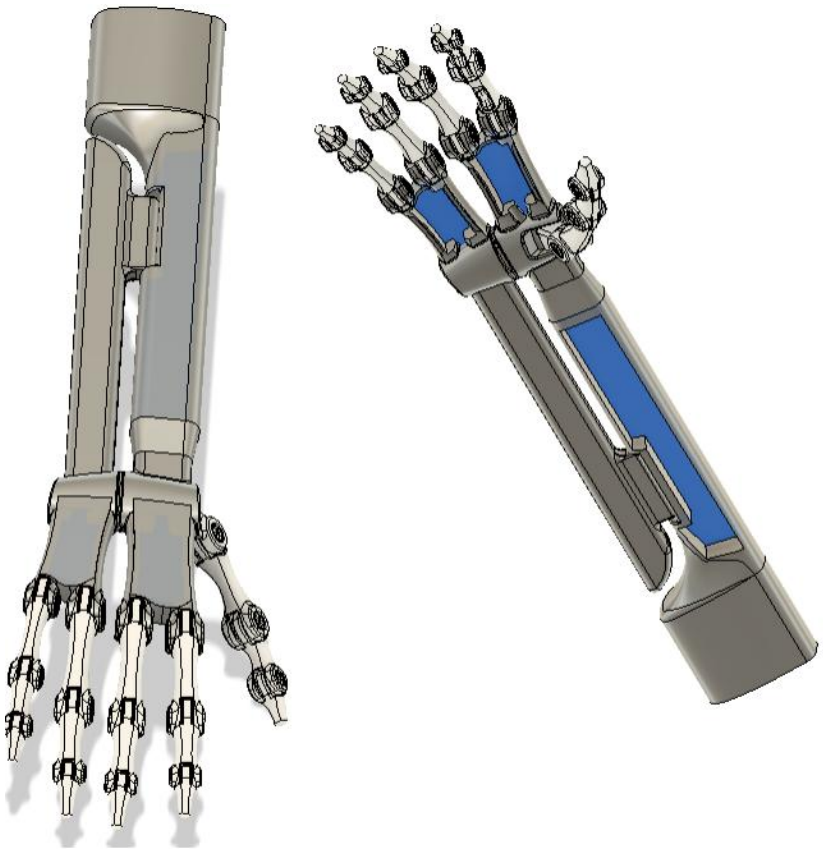

Рисунок 2.8 – Концепція протезу. Створено в середовищі Fusion 360

Усередині корпусу та пальцевих секцій передбачено встановлення нітинолових пружин, кожна з яких працює як незалежний привід. На один палець передбачено мінімум три м’язові модулі, а в максимальній конфігурації − до шести. Це дозволяє покращити:

- силу згинання;
- плавність руху;
- швидкість реакції;
- надійність і дублювання приводу у разі відмови.

Нітинолові пружини не розміщуються в самих пальцях − їхня основна маса знаходиться у внутрішньому каналі корпусу. Передача руху забезпечується тросово-пружинною системою, де нітинол тягне трос при нагріванні, а поворот у вихідну позицію здійснюється пасивною пружиною.

Особливості такої констукції:

- кожен палець має окремі шарніри, що дозволяють виконувати декілька ступенів свободи;
- на поверхні фаланг видно кріпильні вузли, де встановлюються наконечники тросів та елементи зворотних пружин;
- компактна геометрія дозволяє розмістити охолоджувальні компоненти (радіатори, елементи Пельтьє, вентилятори);
- конструкція передбачає сервісний доступ для заміни нітинолу або тросів.

Оскільки нітинол потребує постійного охолодження для повернення у початкову форму, протез інтегрує багаторівневу систему відведення тепла, що містить:

1. Мініатюрні алюмінієві радіатори (10×10 мм) Розміщені переважно у ділянках пальців, де теплове навантаження найбільше. Висока теплопровідність алюмінію дозволяє швидко передавати тепло в зовнішнє середовище.
2. Елементи Пельтьє (5 шт.) Служать для активного охолодження в моменти, коли нітинол не працює або потребує швидкого відновлення.
3. Мікровентилятори Забезпечують примусову конвекцію повітря, збільшуючи ефективність радіаторів та Пельтьє-модулів.
4. Датчики температури DS18B20 Розміщені безпосередньо біля м’язових вузлів і забезпечують точний моніторинг перегріву.

Наявність цієї системи дозволяє значно збільшити частоту циклів нітинолу та запобігти його деградації.

На основі геометрії та технічних рішень видно, що протез розроблено для:

- імітації рухів кисті з максимально природною траєкторією;
- забезпечення достатньої сили стискання (завдяки багатом’язовій конфігурації);
- реалізації швидкого відновлення нітинолових привідних елементів;
- інтеграції біосенсорного управління (ЕМГ-сигнали чи інші датчики).

Конструкція є модульною: кількість м’язів, мікровентиляторів, радіаторів та сенсорів може змінюватися залежно від рівня комплектності − від базової до максимально функціональної.

### 2.3.1 Розрахунок ваги протезу

Опис елементів моделі:

1. Корпус і фаланги − 3D-друкований пластик (PLA/ABS/PA), суцільний каркас передпліччя і пальцеві секції. Виконує функції кріплення SMA, направляючих для тросів, посадкових місць для радіаторів/Пельтьє.
2. SMA-пружини (штучні м’язи) − нітинолові дроти/пружини, кожна встановлена в посадковий вузол і під’єднана до тросової передачі, що приводить у дію фалангу (кількість варіюється від 15 до 30).
3. Радіатори (алюміній 10×10 мм) − по одному на пучок штучних м’язів у зоні відводу тепла.
4. Елементи Пельтьє (5 шт.) − розташовані в корпусі (поблизу SMA) для швидкого активного охолодження.
5. Кулери (2 шт.) − спрямована вентиляція корпусу/радіаторів.
6. Акумулятор − Li-ion/ Li-Po модуль ~7000 mAh (смартфонного типу), живить нагрів SMA і Пельтьє.
7. Контролер та електроніка − мікроконтролер (Arduino-клас), драйвери (MOSFET), розподільні плати, датчики (DS18B20), дроти, роз’єми.

Для розрахунку ваги, було замірено вагу кожного компонент протезу (табл. 2.2):

Таблиця 2.2 − Визначення ваги кожного елемента протезу

| Компонент | Од. маса (г) | К-сть (мін) | Сума (мін) (г) | К-сть (макс) | Сума (макс) (г) |
|---|---|---|---|---|---|
| Корпус | 350 | 1 | 350 | 1 | 350 |
| SMA нітинол | 0,8 | 15 | 12 | 30 | 24 |
| Алюм. Радіатори | 1.0 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| Елементи Пельтє | 8 | 5 | 40 | 5 | 40 |

Продовження таблиці 2.2

| Компонент | Од. маса (г) | К-сть (мін) | Сума (мін) (г) | К-сть (макс) | Сума (макс) (г) |
|---|---|---|---|---|---|
| Кулери | 20 | 1 | 20 | 2 | 40 |
| Акумуляттор 7Ag | 170 | 1 | 170 | 1 | 170 |
| Контролер Arduino | 25 | 1 | 25 | 1 | 25 |
| MOSFET | 3 | 20 | 60 | 35 | 105 |
| Датчик температури | 2 | 15 | 30 | 15 | 30 |
| Дроти | Приблизна вага − 80г | | | | |
| Кріплення (гвинти, термопаста) | Приблизна вага − 50 г | | | | |
| Всього | Мінімальна вага − 842 г, максимальна вага − 919 г | | | | |

## 2.4 Обчислення швидкості спрацювання. Прискорення спрацювання

Елемент Пельтьє демонструє значно швидшу та ефективнішу роботу в тих умовах, коли теплові втрати з його гарячої сторони зведені до мінімуму, а тепловий об’єм об’єкта, що охолоджується, є якомога меншим. Це пов’язано з тим, що модуль Пельтьє одночасно створює різницю температур і генерує значну кількість тепла, яке необхідно своєчасно відводити. Якщо гаряча сторона не встигає розсіювати тепло, модуль нагрівається, і його ефективність різко падає, що впливає як на швидкість охолодження, так і на досягнуту мінімальну температуру [23].

Для покращення тепловідведення на гарячій стороні використовують масивні алюмінієві радіатори з високою теплопровідністю. Найкращий результат забезпечує радіатор із примусовою конвекцією − тобто з вентилятором, який збільшує обмін повітря та стабілізує температуру під час тривалої роботи. Важливо також правильно організувати контакт між модулем і радіатором. Тонкий шар якісного термоінтерфейсу (термопасти або термопрокладки) дозволяє зменшити тепловий опір на межі поверхонь і уникнути локальних перегрівів [23].

Окрему роль відіграє і «холодна» сторона. Чим менша маса та теплоємність об’єкта, який потрібно охолодити, тим швидше елемент Пельтьє здатний знизити його температуру. Великий або тепловоінертний предмет прогріває охолоджувальну сторону, зменшує градієнт температур і тим самим уповільнює

процес охолодження. Тому при проєктуванні систем на базі модулів Пельтьє прагнуть обмежити об’єм охолоджуваного елемента або забезпечити його додаткову теплоізоляцію [23].

Не менш важливою є і правильна організація електроживлення. Елемент Пельтьє повинен працювати в діапазоні номінального струму, рекомендованого виробником. Надмірний струм не лише не прискорює охолодження, а й може спричинити перегрів, що пришвидшує деградацію термоелектричних переходів. Стабільний блок живлення з обмеженням струму забезпечує оптимальний режим роботи й запобігає пошкодженню модуля [23].

У сукупності всі ці фактори − ефективне відведення тепла, якісний термоінтерфейс, мінімізація теплової інерції «холодного» елемента та контрольоване електроживлення − дозволяють отримати від модуля Пельтьє максимальну продуктивність і швидке досягнення необхідної температури. Саме тому при створенні систем термоелектричного охолодження важливо продумати кожен з цих аспектів як з точки зору фізики процесу, так і з позиції практичної реалізації [23].

В проєкті буде використано модель елемента пельтьє ATS-TEC10-47-012 (табл.2.3).

Таблиця 2.3 - Характеристики елемента пельтє ATS TEC10 47 012 [25]

| Модель | ATS-TEC10-47-012 |
|---|---|
| Габарити | 10 × 10 × 4.7 мм |
| I max | 4 A |
| V max | 0.8 В |
| Q max (максимальна потужність охолодження) при T гарячої сторони 27 °C | 2 Вт |

Для розрахунку будемо використовувати формулу часової константи “ τ”:

$$\tau = R_{th} \times C, \qquad C = m \times c \tag{10}$$

де $R_{th}$ - тепловий опір, C - теплова ємність, m - маса, c - теплоємність.

Вхідні дані для обрахунку наведені у таблиці 2.4, а у таблиці 2.5 − значення теплового опору при різних комбінаціях радіаторів.

Таблиця 2.4 − Вхідні дані

| Матеріал радіатора | Алюміній |
|---|---|
| Маса (m) | 0.5 г |
| Теплоємність (c) | 900 Дж/(кг·К) |
| Термоконтакт | тонкий шар термопасти з хорошою притискною силою |

Таблиця 2.5 − Значення теплового опору при різних комбінаціях радіаторів

| Тип радіатору | Тепловий опір |
|---|---|
| Радіатор 9×9×5 мм без вентиляції | 2 К/Вт |
| Радіатор 9×9×5 мм з вентиляцією | 0,8 К/Вт |
| Радіатор 9×9×5 мм з вентиляцією та тепловою трубкою | 0,3 К/Вт |

Розрахунок теплоємності:

$$C = 0{,}0005 \text{ кг } \times 900 \frac{\text{Дж}}{\text{кг} \times \text{К}} = 0{,}45 \frac{\text{Дж}}{\text{К}}$$

Будь-яка теплова система реагує не миттєво, а поступово. Часова константа τ − це момент, коли температура вже пройшла більшу частину свого шляху (63%) до нової рівноваги. У таблиці 2.6 наведено значення τ для різного поєднання радіатора з додатковими елементами відведення тепла [26].

Таблиця 2.6 - Обчислення часової константи.

| № | m (г) | m (кг) | C (Дж/К) | Rth (К/Вт) | τ = Rth·C (с) |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 0,5 | 0,0005 | 0,45 | 2,0 | 0,45·2,0 = 0,90 |
| 2 | 0,5 | 0,0005 | 0,45 | 0,8 | 0,45·0,8 = 0,36 |
| 3 | 0,5 | 0,0005 | 0,45 | 0,3 | 0,45·0,3 = 0,135 |

2.4.1 Аналіз результатів розрахунку

Для оцінки швидкодії системи тепловідведення було розглянуто чотири базові сценарії, що відрізняються тепловим опором системи (2,0 К/Вт, 0,3 К/Вт та

0,8 К/Вт). Отримані результати демонструють суттєву залежність часової константи τ від якості відведення тепла від елемента Пельтьє.

У першому випадку маємо відносно великий тепловий опір, що обмежує інтенсивність передачі тепла. Попри це, дуже мала теплоємність алюмінієвого елемента (0,45 Дж/К) забезпечує достатньо швидку реакцію системи: радіатор змінює температуру на 63% усього за приблизно 0,9 секунди. Такий режим характерний для випадків, коли важливо отримати швидкий тепловий відгук, але інтенсивність відведення тепла залишається низькою через пасивне охолодження або малу ефективність радіатора.

У другому випадку при тепловому опору 0.8 К/Вт значення τ становить 0,36 с. Таке значення τ\tau означає, що радіатор досягає приблизно 63% від нового теплового стану вже за 0,36 секунди. Формально це дуже швидка реакція для охолоджувальних систем малої маси, а на практиці − це сигнал про значно покращений теплообмін у порівнянні з конфігураціями, де тепловий опір становить 1,8-2,0 К/Вт.

Зменшення теплового опору майже утричі означає, що тепло відводиться з поверхні радіатора значно ефективніше. Це може бути досягнуто за рахунок:

- застосування примусового повітряного охолодження (малий вентилятор);
- оптимізації поверхні розсіювання (мікрооребрення або голчаста структура);
- покращеного теплового контакту між елементом Пельтьє, нітиноловою пружиною та радіатором.

У такій конфігурації система набуває властивостей швидкодіючого тепловідводу, що є критично важливим для протезів зі штучними «м’язами» на основі нітинолу. Оскільки нагрівання нітинолових пружин відбувається практично миттєво, а цикл «нагрівання–охолодження» визначає швидкість реакції штучного пальця, ефективне охолодження безпосередньо впливає на динамічні можливості протеза.

Часова константа у межах 0,36 секунди означає, що повний перехід до нової температури (≈95 %, тобто орієнтовно три часові константи) триватиме лише:

$$t_{95} \approx 3\tau = 3 \times 0.36 = 1.08\,c$$

Часова константа τ\tau визначає швидкість реакції теплової системи. За одну константу система досягає 63,2% від кінцевого значення. Для оцінки часу досягнення 95% використовується співвідношення t=-τln(0,05)≈3τ. Таким чином, множення на три є прямим наслідком експоненційного закону зміни температури, що описує перехідні процеси у теплових та електричних RC-системах.

Система з радіатором малої маси та зниженим тепловим опором демонструє високу теплову інерційність у межах однієї секунди, що відкриває можливість значного прискорення робочих циклів нітинолових приводів. Для протеза це означає більш природний рух пальців, скорочення часу відпускання пружин після скорочення та можливість працювати у режимі багаторазових швидких циклів без перегрівання.

## Висновок до розділу 2

Проведено аналіз систем живлення, теплового режиму та термостабілізації протеза кисті з нітиноловими приводами. Дослідження показало, що ефективна робота штучних м’язів потребує комплексного підходу до енергозабезпечення та керування тепловими процесами. Розглянуто джерела живлення з високою енергетичною щільністю та стабільністю характеристик, що забезпечують тривалу автономну роботу і надійність електросистеми протеза.

Особливу увагу приділено організації термоконтролю, оскільки температура суттєво впливає на швидкодію та довговічність нітинолу. Запропоновано багатоточковий моніторинг із розміщенням сенсорів у критичних зонах, що дає змогу вчасно виявляти перегрів і запобігати деградації матеріалу.

Інтеграція контролера забезпечує візуалізацію теплових параметрів у режимі реального часу та оптимізацію циклів роботи приводів.

У протезі поєднано пасивні та активні методи тепловідведення: металеві радіатори рівномірно розсіюють тепло, а активні охолоджувальні пристрої підтримують необхідний температурний режим під навантаженням. Система керування, що використовує комутаційні ключі та адаптивні алгоритми регулювання, у тому числі PID-контроль, забезпечує стабільну роботу приводів у динамічних режимах та значно зменшує ризики перегріву.

Конструкція протеза є модульною та ергономічною: компактне розташування приводів, сенсорів, елементів охолодження та живлення забезпечує природність рухів, зручність технічного обслуговування та можливість індивідуальної адаптації під користувача. Система управління живленням і температурою дозволяє швидко охолоджувати приводи, що підвищує швидкодію та природність рухів пальців.

Отримані результати підтверджують ефективність інтегрованого підходу до живлення та термостабілізації нітинолових приводів, що забезпечує безпечну, стабільну та довговічну роботу протеза. Запропоновані технічні рішення створюють основу для подальшого розвитку швидкодіючих, адаптивних і зручних у користуванні протезів нового покоління.

# РОЗДІЛ 3
# ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ ТЕРМОСТАБІЛІЗАЦІЇ НІТИНОЛОВИХ М’ЯЗІВ

## 3.1 Методика дослідження теплового режиму та енергоспоживання

Для проведення тестування було відтворено електронну схему, що забезпечує перевірку працездатності електротехнічної складової макета протеза. На експериментальному стенді використано один штучний м’яз на основі нітинолу, один елемент Пельтьє для терморегулювання та один датчик температури, підключений до мікроконтролера Arduino Uno.

Зібрана схема дозволяє відстежувати зміну температури нітинолового дроту в процесі роботи та регулювати її за допомогою елемента Пельтьє. Датчик температури передає показники на мікроконтролер, що у реальному часі виводить інформацію на монітор серійного порту та керує подачею струму на м’яз.

Таким чином, створений макет електронної схеми забезпечує початкову перевірку коректності роботи основних компонентів протеза та дозволяє оцінити взаємодію між сенсорною та виконавчою частиною системи.

На рисунку 3.1 представлено лабораторний макет електронної схеми, призначеної для дослідження та перевірки працездатності штучного м’яза на основі нітинолу. Схема виконує одразу кілька функцій: формування керуючого сигналу, контроль температури нагріву та активацію охолоджувального елемента Пельтьє.

Принцип дії полягає у наступному. При появі керуючого імпульсу, який імітує електричний сигнал від біоміопотенціалів м’язів користувача, на нітиноловий провідник подається струм. Під дією джоулевого нагріву матеріал

швидко досягає температури фазового переходу та переходить у стан скорочення, імітуючи роботу м’язового волокна.

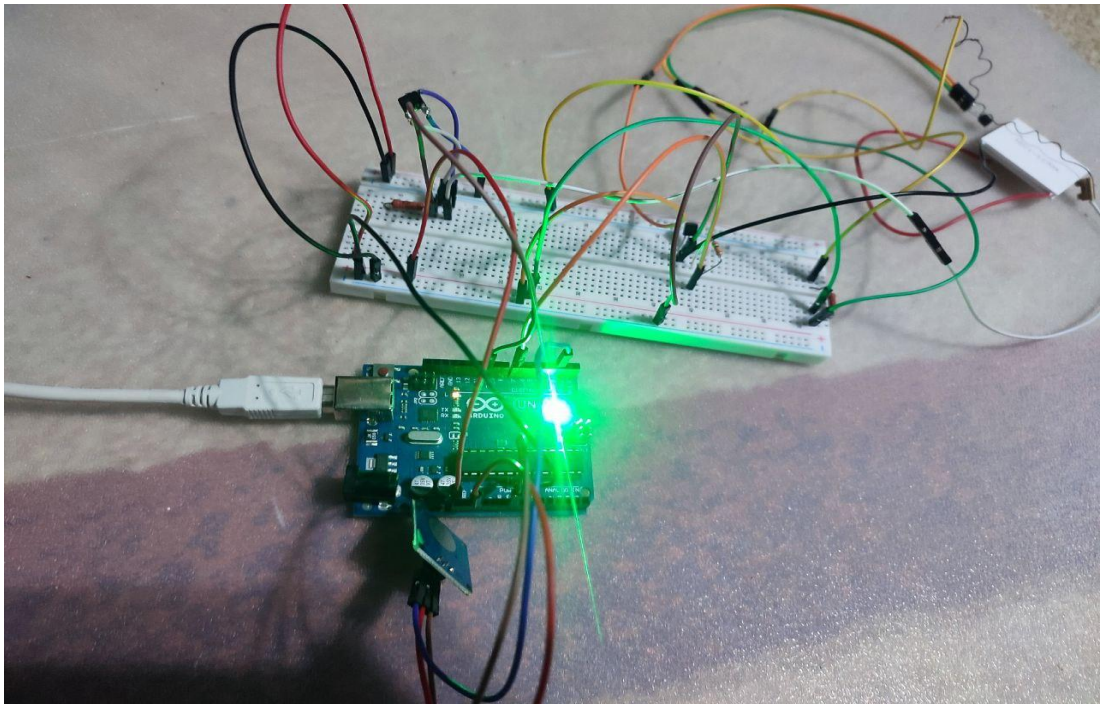

Рисунок 3.1 – Практична електронна схема керування та контролю штучного м’язу

Водночас з нагрівом постійно відбувається моніторинг температури за допомогою встановленого датчика. У випадку, якщо температура перевищує безпечне значення (близько 65°C), мікроконтролер автоматично змінює алгоритм живлення, переводячи систему у режим імпульсної подачі струму. Такий підхід дає можливість утримувати температуру в межах робочих значень і не допустити деградації нітинолу від перегрівання.

Коли ж керуючий сигнал відсутній (що відповідає стану розслаблення м’яза в залишковій кінцівці), система активує термоелектричний модуль Пельтьє. Завдяки цьому штучний м’яз охолоджується значно швидше, що скорочує час відновлення і дозволяє елементу повернутися у початкову подовжену форму. Таким чином досягається не лише безпечний тепловий режим роботи, але й підвищується динамічність системи.

Узагальнено можна зазначити, що розроблена схема забезпечує замкнений цикл керування (рис. 3.2). Це дозволяє використовувати її як основу для подальшої інтеграції у повноцінний прототип протеза.

Рисунок 3.2 – Замкнений цикл керування

На рисунку 3.3 наведено результати зняття температурних даних під час експерименту з тестовим макетом. Графіки відображають часові залежності виміряної температури у контрольній точці системи. Варто звернути увагу, що у тестовому зразку лише один датчик температури був підключений і працездатний; перші два датчики у даній конфігурації апаратно неактивні. У візуалізації це відобразилося як відсутність коректних значень для відповідних каналів – система виводить повідомлення про помилку зчитування або відображає спеціальну мітку «Error».

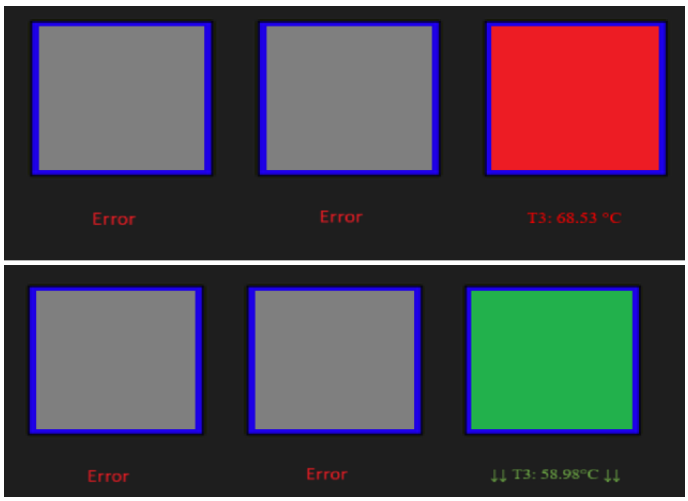


Рисунок 3.3 – Візуалізація отриманих даних з датчика температури

Для візуалізації процесів температурного контролю застосовується кольорове кодування індикаторів, що дозволяє швидко інтерпретувати стан системи та оперативно реагувати на зміни параметрів.

1. Зелений колір позначає активний режим охолодження. У цей момент елемент Пельтьє увімкнений, а система знижує температуру. Додатково процес супроводжується символом «↓», що підсилює сприйняття інформації.

2. Сірий колір вказує на помилку. Це може бути спричинено відсутністю даних, несправністю датчиків чи збоями у програмному коді.

3. Блакитний колір сигналізує про нормальний робочий режим, коли температура перебуває в межах допустимих значень.

4. Червоний колір є попередженням про перевищення критичного порогу (65 °C), що вказує на небезпечне перегрівання елемента та потребує негайного втручання.

Таким чином, використання кольорових маркерів у поєднанні з графічними символами значно підвищує зручність моніторингу системи, знижує ризик помилкової інтерпретації показників та сприяє надійнішій роботі пристрою.

## 3.2 Проведення експериментальних досліджень

Для оцінювання роботи створеної системи термостабілізації було проведено розширений комплекс експериментальних досліджень, спрямованих на порівняння особливостей теплової поведінки нітинолового виконавчого елемента за різних режимів відведення тепла. Метою серії дослідів було визначити, наскільки ефективно система здатна контролювати температуру та стабілізувати роботу дроту під час багаторазових циклів нагрівання та охолодження.

Усі випробування виконувалися за заздалегідь стандартизованих умов. Температура навколишнього середовища підтримувалася на рівні 21 ± 1°C, що

дозволило мінімізувати зовнішні флуктуації, які могли б вплинути на результати. Параметри електричного живлення нітинолового дроту також залишалися незмінними: напруга становила 5 В, сила струму – 1 А, а довжина активної ділянки провідника складала 80 мм. Перед кожним новим циклом система повністю охолоджувалася до базового температурного діапазону 22-24°C, після чого здійснювалися необхідні вимірювання температурної динаміки.

У рамках роботи було виконано три окремі серії експериментів, кожна з яких включала по 15 повторних циклів. Такий підхід дав змогу отримати усереднені значення параметрів, оцінити повторюваність процесу та визначити можливі відхилення в поведінці нітинолового виконавчого елемента під дією різних умов охолодження. Сукупність отриманих даних забезпечила надійність висновків та дала можливість повноцінно проаналізувати ефективність запропонованого методу термостабілізації.

### 3.2.1 Експериментальне дослідження №1

У першому етапі експериментального дослідження оцінювалася робота системи в умовах виключно пасивного охолодження. У цьому режимі відведення теплоти від нітинолового провідника здійснювалося лише через компактний алюмінієвий радіатор масою близько 0,5 г, площа тепловідвідної пластини якого становила 10×10 мм. Така конфігурація дозволила дослідити базову теплову динаміку матеріалу без додаткових активних елементів охолодження.

Порядок проведення досліду:

1. Перед запуском кожного циклу система приводилася до вихідного стану: нітинол охолоджувався до температури навколишнього середовища.
2. Після цього на дріт подавалося електричне живлення. Нагрівання тривало до досягнення температури мартенсит-аустенітного фазового переходу (приблизно 65°C), унаслідок чого відбувалося характерне скорочення нітинолу.
3. Після виходу на максимальну температуру живлення вимикалося, що ініціювало природний процес охолодження.

4. Упродовж фазі охолодження здійснювалося безперервне фіксування температури до моменту, коли дріт знову досягав 30°C, тобто повертався до умов, максимально близьких до вихідних.

Під час проведення досліду вимірювалися ключові характеристики теплового процесу:

– час охолодження від пікової температури 65 °C до рівня кімнатної температури;

– значення максимальної зафіксованої температури;

– середня швидкість зниження температури протягом фази охолодження.

Повний цикл повторювався 15 разів, що забезпечувало репрезентативність отриманих даних і дозволяло проаналізувати стабільність теплової поведінки нітинолового дроту.

Основним завданням цього етапу було визначення теплової інерційності нітинолу та оцінка того, наскільки ефективно пасивний радіатор здатен відводити тепло. Результати першої серії слугують базовою точкою порівняння для наступних режимів охолодження.

На представленому рисунку 3.4 зображено графік зміни температури тіла в часі в процесі охолодження. Початкова температура становила 65 °C, після чого спостерігалося поступове зниження до температури навколишнього середовища − приблизно 20 °C. Вісь абсцис (X) відображає час у секундах, а вісь ординат (Y) − температуру в градусах Цельсія.

Крива має характерну експоненціальну форму, що свідчить про відповідність процесу закону Ньютона про охолодження. На початковому етапі (0–10 с) спостерігається інтенсивне зменшення температури, що зумовлено великою різницею між температурою тіла та середовища. У подальшому темп охолодження сповільнюється, наближаючись до асимптотичного значення − температури навколишнього середовища.

Особливу увагу слід звернути на точку, де температура знижується на приблизно 63,2% від початкової різниці. Цей момент відповідає одній часовій константі τ, яка є ключовим параметром при моделюванні теплових процесів.

Візуально на графіку ця точка розташована в діапазоні 10-15 секунд, що дозволяє попередньо оцінити τ без складних розрахунків.

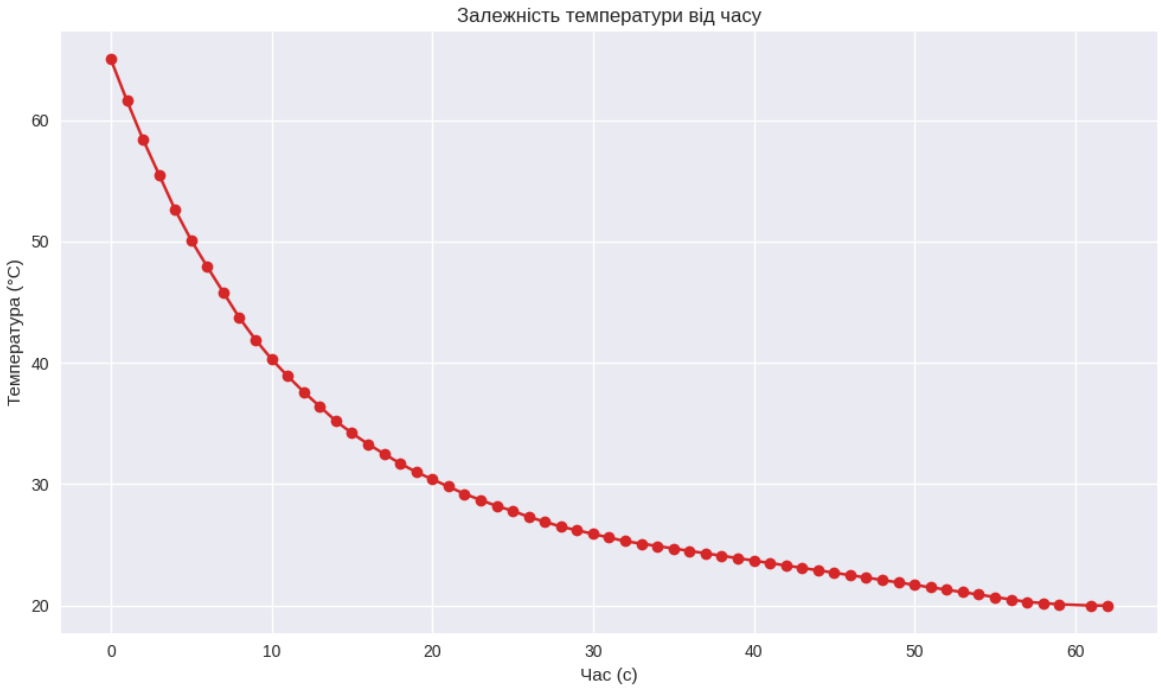


Рисунок 3.4 – Результати проведення 1-го досліду

### 3.2.2 Експериментальне дослідження №2

Другий етап експериментальних випробувань був спрямований на дослідження роботи системи в умовах активного тепловідводу, коли охолодження нітинолового елемента здійснювалося за допомогою термоелектричного модуля Пельтьє. Модуль активувався автоматично − лише після того, як температура дроту перевищувала встановлений пороговий рівень. Це дозволило оцінити ефективність керованого охолодження порівняно з пасивним режимом.

Порядок проведення досліду:

1. На початку кожного циклу нітиноловий дріт нагрівався до температури фазового переходу, аналогічно до першої серії експериментів.

2. Коли температурний датчик фіксував перевищення порогу 65°C, мікроконтролер автоматично подавав сигнал на ввімкнення модуля Пельтьє.

3. Після активації модуль забезпечував активне охолодження нітинолу до моменту, поки температура не опускалася до контрольного значення 30°C.

4. Упродовж усього процесу проводився запис температури та часових характеристик, пов’язаних з інтенсивністю охолодження та механічним відновленням дроту.

У ході досліду вимірювалися такі величини:

– тривалість активної фази охолодження;

– найнижча температура, якої вдалося досягти під дією модуля Пельтьє;

– швидкість зниження температури в активному режимі;

– час, за який дріт повністю повертався до початкової довжини.

Для підвищення достовірності результати отримувалися на основі 15 повторних циклів.

Цей експеримент дав можливість з’ясувати, наскільки використання термоелектричного модуля Пельтьє впливає на швидкість теплового відновлення нітинолу, загальну динамічність приводу та його придатність до роботи в швидкореактивних системах. Порівняння з результатами пасивного охолодження дозволяє оцінити приріст ефективності та обґрунтувати доцільність застосування активного тепловідводу у складніших конструкціях.

На рисунку 3.5 графік показує процес охолодження тіла, початкова температура якого становила 65 °C. Протягом 17,5 секунд температура поступово знижувалась до стабільного рівня близько 20°C. Така поведінка є типовою для систем, що перебувають у тепловому контакті з навколишнім середовищем, і демонструє класичну форму експоненційного спаду.

Температурна крива має виражену нелінійність: на початку спостерігається стрімке зменшення температури, що зумовлено високим градієнтом між тілом і середовищем. У міру зменшення цієї різниці темп охолодження сповільнюється, що відповідає математичній моделі першого порядку. Такий тип кривої дозволяє ефективно оцінити теплову інерцію системи.

Рисунок 3.5 – Результати проведення 2-го досліду

З точки зору прикладної термодинаміки, дана залежність є інформативною для визначення часової константи охолодження − параметра, що характеризує швидкість теплового відгуку. Візуальний аналіз графіка дозволяє припустити, що τ становить приблизно 4 секунди, тобто саме за цей час температура знижується на ~63 % від початкової різниці.

### 3.2.3 Експериментальне дослідження №3

У третій серії експериментів оцінювалася ефективність комбінованої системи активного охолодження, яка поєднує термоелектричний модуль Пельтьє, алюмінієвий радіатор та термопасту для підвищення теплопередачі. Крім того, робота модуля Пельтьє регулювалася за допомогою широтно-імпульсної модуляції (ШІМ), що дозволяло оптимізувати швидкість охолодження та зменшити енергоспоживання. Такий підхід забезпечував швидке відведення теплоти від нітинолу без використання громіздких охолоджувальних систем.

Частота ШІМ була запрограмована у такому режимі, 5 секунд струм подається на нітнол, після чого починається період спокою, що дорівнює 3 секундам. Частота ШІМ становить:

$$f = \frac{1}{t} = \frac{1}{(3+5)\text{ с}} = 0{,}125\text{ Гц}$$

Для керування використовувалися такі параметри: частота ШІМ становила 0,125 Гц.

Коефіцієнт заповнення (duty cycle) − це частка часу, протягом якого сигнал увімкнений, відносно всього циклу, тобто скільки відсотків часу струм подається, у порівнянні з повним періодом імпульсу.

В нашому випадку коефіцієнт заповнення підтримувався на рівні 37,5% під час інтенсивного охолодження та зменшувався до 62,5% на етапі стабілізації температури. Такий режим дозволив забезпечити плавну зміну інтенсивності повітряного потоку чи роботи мініатюрного охолоджувального модуля, що знижувало теплове навантаження на систему.

Порядок проведення досліду:

1. Нітиноловий дріт нагрівався до температури фазового переходу (~65 °C), як у попередніх серіях експериментів.

2. Після перевищення порогу мікроконтролер активував термоелектричний модуль Пельтьє, прикріплений до алюмінієвого радіатора через термопасту для покращення теплопередачі.

3. ШІМ-регулювання дозволяло змінювати інтенсивність роботи модуля Пельтьє: коефіцієнт заповнення встановлювався на рівні 60% під час інтенсивного охолодження і знижувався до 30% під час стабілізації температури.

4. Охолодження тривало до повернення нітинолу до контрольної температури 30 °C, при цьому фіксувалися температура, швидкість спаду, час повного охолодження та енергоспоживання системи.

Під час досліду вимірювалися:

– час охолодження до 30 °C;

– швидкість температурного спаду;

– стабілізаційна температура;

– споживана енергія;

– ефективність теплопередачі через термопасту.

Кожен цикл повторювався 15 разів для отримання усереднених і достовірних результатів.

Третій експеримент дозволив оцінити потенціал комбінованого активного охолодження як способу швидкого та енергоефективного контролю температури нітинолу. Використання Пельтьє у поєднанні з радіатором та термопастою забезпечує максимальне відведення тепла, а ШІМ-регулювання дозволяє підтримувати оптимальні режими роботи без перевитрат електроенергії. Результати цієї серії є логічним продовженням попередніх дослідів і слугують базою для порівняльного аналізу різних методів охолодження.

Рисунок 3.6 показує зміну температури нітинолового зразка в часі в межах третього експерименту, метою якого було визначення швидкості охолодження матеріалу після термічної активації. Початкова температура становила 65 °C − це значення, при якому нітинол перебуває у фазі аустеніту та демонструє максимальну деформацію внаслідок ефекту пам’яті форми. Подальше охолодження до температури навколишнього середовища (~20 °C) спричиняє фазовий перехід у мартенит, що супроводжується релаксацією матеріалу.

Крива має чітко виражений експоненціальний характер, що узгоджується з моделлю теплового обміну першого порядку. Протягом перших 5 секунд спостерігається інтенсивне зниження температури − від 65 °C до приблизно 31 °C. Це свідчить про високий тепловий градієнт між зразком і середовищем, що забезпечує ефективне відведення тепла. У подальші секунди темп охолодження поступово сповільнюється, і вже на 15-й секунді температура стабілізується на рівні 20 °C.

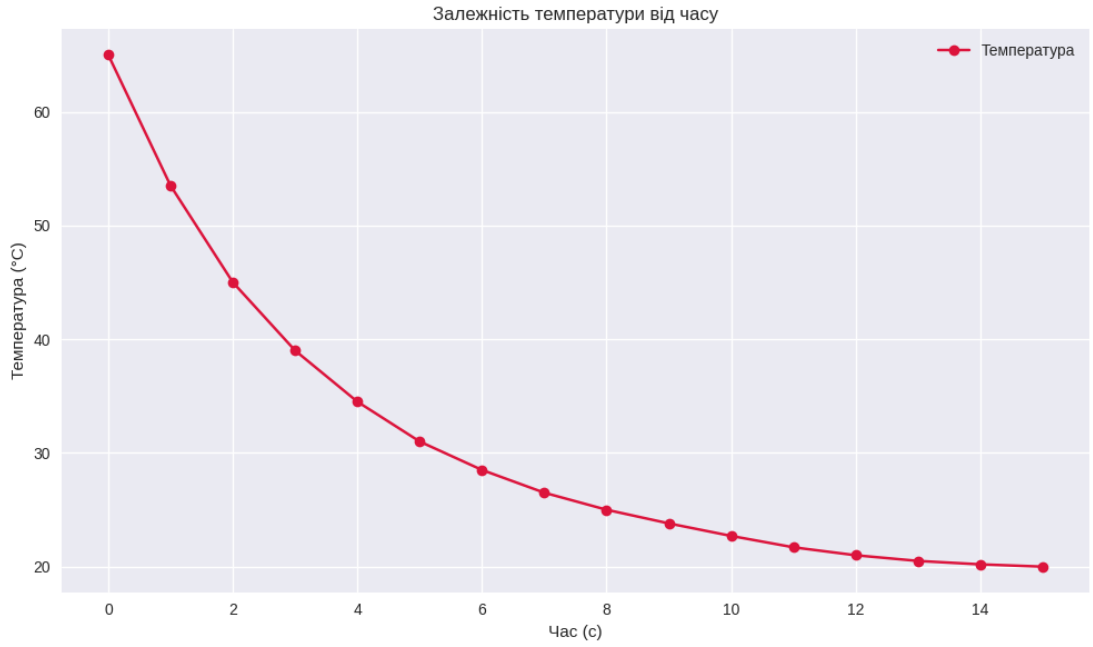


Рисунок 3.6 – Результати проведення 3-го досліду

На рисунку 3.7 представлено результати трьох окремих експериментів, спрямованих на дослідження температурної динаміки охолодження нітинолу – сплаву з ефектом пам’яті форми, що використовується як термочутливий привід у конструкції інтелектуального протеза. Кожен дослід розпочинався з однакової початкової температури 65 °C, після чого реєструвалося поступове зниження температури до рівноважного значення, близького до температури навколишнього середовища (~20 °C). Графік має три окремі криві, позначені різними кольорами: синя – Дослід №-1, зелена – Дослід №-2, червона – Дослід №-3.

Криві демонструють експоненціальний характер охолодження, що узгоджується з класичною моделлю теплового обміну першого порядку, описаною законом Ньютона. Візуальний аналіз дозволяє оцінити часову константу охолодження (τ) для кожного досліду, яка є ключовим параметром при моделюванні циклічної роботи термоприводу.

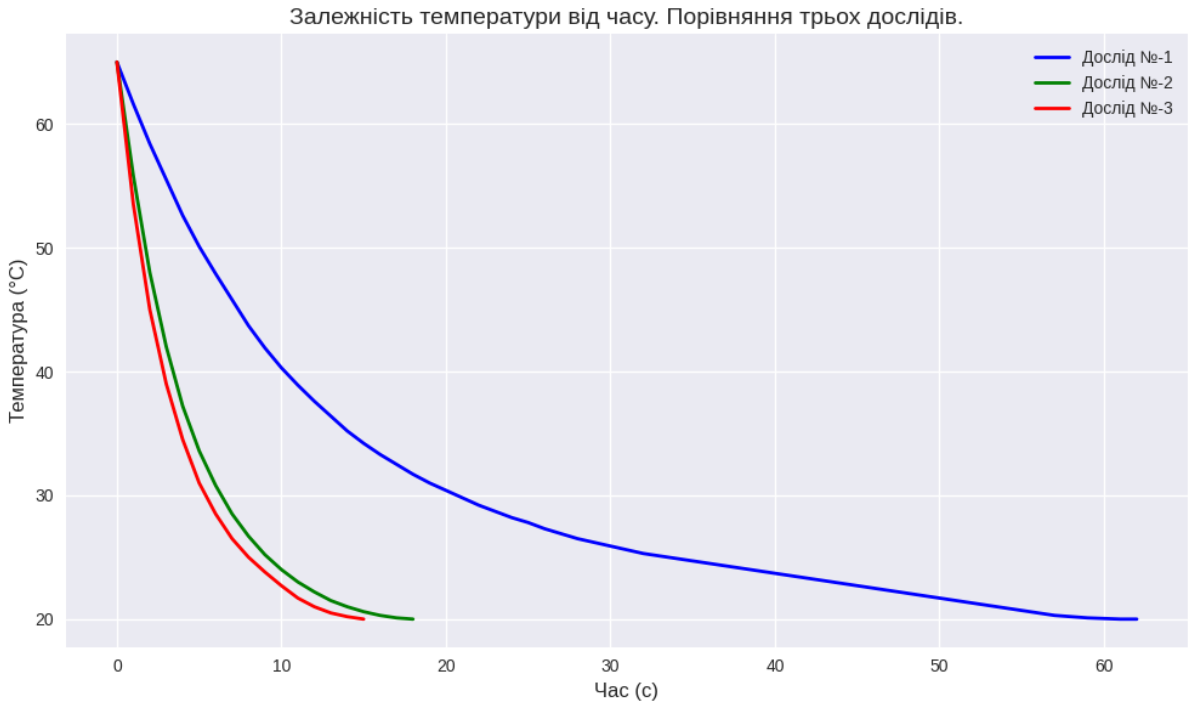


Рисунок 3.7 – Порівняння результатів 3-х дослідів

Дослід №1 характеризується найповільнішою тепловою реакцією: температура знижується поступово, і стабілізація відбувається лише через 60 секунд. Така поведінка може бути пов’язана з менш інтенсивним тепловідводом або з більшим об’ємом матеріалу, що затримує охолодження. У контексті протезування це означає, що привід на основі такого режиму буде працювати з нижчою частотою циклів, що може бути прийнятним для повільних або стабільних рухів.

Дослід №2 демонструє помірну швидкість охолодження: температура досягає рівноважного значення приблизно за 18 секунд. Це свідчить про більш збалансовану теплову динаміку, яка дозволяє забезпечити повторювану активацію приводу без надмірного накопичення тепла. Такий режим може бути оптимальним для стандартних моторних функцій, де важлива стабільність і передбачуваність.

Дослід №3 має найшвидший темп охолодження − стабілізація температури відбувається вже за 15 секунд. Це свідчить про високу теплову ефективність, що дозволяє реалізувати швидкі цикли деформації. У практичному застосуванні це

відкриває можливість для реалізації динамічних рухів протеза, зокрема в ситуаціях, де потрібна оперативна реакція на зовнішні сигнали або зміни положення.

Зіставлення трьох кривих дозволяє зробити висновок про різну термодинамічну поведінку нітинолу залежно від умов охолодження. Такий графік є надзвичайно інформативним для вибору оптимального режиму роботи протезного механізму, оскільки швидкість охолодження безпосередньо впливає на частоту та ефективність циклів «нагрівання–охолодження», що лежать в основі функціонування приводу з пам’яттю форми.

## Висновок до розділу 3

Проведено експериментальне дослідження роботи системи термостабілізації нітинолових м’язів, що дозволило оцінити її ефективність та визначити оптимальні режими тепловідводу. Підтверджено, що температура є критично важливим параметром для стабільності, швидкодії та довговічності нітинолового приводу, а тому наявність керованої системи охолодження є необхідною умовою для практичного застосування таких актуаторів у протезуванні.

На першому етапі перевірено працездатність електронної схеми з нітиноловим дротом, датчиком температури, модулем Пельтьє та мікроконтролером Arduino. Стенд успішно реалізував замкнений цикл керування температурою, забезпечуючи стабільну роботу в усіх експериментальних серіях.

У першому досліді встановлено, що пасивне охолодження за допомогою радіатора має високу теплову інерційність: нітинол охолоджувався повільно, до однієї хвилини, що робить такий метод непридатним для систем із підвищеною частотою циклів. У другому досліді активне охолодження модулем Пельтьє зменшило час охолодження майже утричі − до 17-18 секунд, що суттєво покращує можливості приводу у швидкодіючих системах.

Найкращі результати отримано у третьому досліді, де комбіноване охолодження (радіатор + термопаста + ШІМ-керований модуль Пельтьє) зменшило час охолодження до приблизно 15 секунд та оптимізувало енергоспоживання. Експоненціальний характер кривих підтвердив узгодженість поведінки нітинолу із законом Ньютона, що важливо для подальшого моделювання.

Багаторазові цикли продемонстрували повторюваність температурних кривих та стабільність приводу, що підтверджує надійність алгоритму, коректність вимірювань та відсутність деградації матеріалу при тривалих термічних навантаженнях.

Отримані результати показують, що запропонована система термостабілізації здатна забезпечити швидке, стабільне та безпечне охолодження нітинолу, істотно підвищуючи динамічність приводу. Найефективнішою конфігурацією виявилося комбіноване ШІМ-регульоване охолодження з модулем Пельтьє, яке є найбільш придатним для інтеграції у повнофункціональний протез кисті. Проведені дослідження підтверджують перспективність нітинолових приводів і визначають технічні рішення, які створюють основу для розробки інтелектуальних протезів нового покоління.

# РОЗДІЛ 4
# РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

## 4.1 Опис ідеї

У цьому підпункті було проведено адаптацію концепції стартапу, орієнтованого на створення інноваційної моделі протеза кисті з використанням штучних м’язів на основі нітинолу та адаптивної системи охолодження. Розроблена модель передбачає підвищену ергономічність та індивідуальне підлаштування під анатомічні особливості користувача, що забезпечує більший комфорт та функціональність у порівнянні з традиційними протезами.

Основна ідея проєкту полягає у поєднанні високотехнологічного актуатора на базі сплаву пам’яті форми з інтелектуальною системою контролю температури нітинолу, яка автоматично регулює температуру штучних м’язів відповідно до активності та потреб користувача. Це дозволяє значно підвищити ефективність виконання повсякденних дій і сприяє більш швидкій адаптації користувача до пристрою.

Можливі напрямки застосування включають медичну реабілітацію, персоналізовані протези для людей з ампутацією, а також використання у роботизованих системах допоміжної техніки. Основні переваги для кінцевого користувача включають: покращену ергономіку та зручність носіння, підвищену точність рухів кисті, скорочення часу адаптації до протеза та зменшення фізичного дискомфорту при тривалому використанні.

Відмінності від існуючих рішень полягають у поєднанні унікального сплаву пам’яті форми з адаптивною системою контролю за температурою та інтегрованою схемою керування рухами, що забезпечує більш природні та гнучкі рухи протеза. Детальна порівняльна характеристика концепції проєкту з аналогами представлена у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Ідея стартап-проєкту

| Зміст ідеї | Напрямки застосування | Вигоди від користувача |
|---|---|---|
| Створення протеза кисті з використанням штучних м’язів на основі нітинолу, оснащеного адаптивною системою контролю над штучними м’язами. Інтеграція з системою керування на базі мікроконтролера Arduino або аналогічного, з датчиками EMG та системою контролю за температурою для захисту користувача від теплового ураження | Медична реабілітація, зокрема для пацієнтів після ампутацій, персоналізовані протези для повсякденного використання; використання в допоміжній робототехніці. | Комфорт: надійна фіксація та зручність використання, безпечність використання.<br><br>Адаптивність: контроль стискання руки. Зворотній зв’язок.<br><br>Функціональність: Висока ступінь свободи протезу. |

Розроблений протез верхньої кінцівки на базі штучних м’язів із нітинолу відзначається низкою інноваційних рішень, що підвищують його ефективність і зручність для користувача. По-перше, конструкція забезпечує адаптивне підлаштування під анатомічні рухи кисті протезу завдяки автоматизованій системі керування використовуючи нітинол, що гарантує високу ступінь свободи та комфорт при тривалому використанні. По-друге, інтеграція з мікроконтролером Arduino, сенсорами EMG та оснащенням великою кількістю штучних м’язів, дозволяє відтворити велику кількість діапазону рухів. Крім того, система оснащена модулем контролю температури та активного охолодження, що підтримує стабільну роботу нітинолових м’язів та підвищує безпеку експлуатації. Використання легких конструкційних матеріалів, таких як алюмінієві сплави та ABS-пластик, забезпечує комфорт і зручність при повсякденному носінні. Розглянемо детально сильні та слабкі сторони протезу на основі нітинолу таблиця 4.2.

Таблиця 4.2 – Визначення плюсів та мінусів протезу на основі нітинолу

| Техніко-економічні характеристики ідеї | Товари конкурентів | | Плюси | Нейтральна сторона | Мінуси |
|---|---|---|---|---|---|
| | Мій протез | Конкурент | | | |
| Зручність | Висока ступінь свободи | Обмеженість | + | | |
| Економічність | Доступні матеріали, простота виготовлення, простота в ремонті | Дороговартістний виріб | + | | |
| Інноваційність | Використання нітинолу в якості штучного м’язу | Використання стандартних сервоприводів. | + | | |
| Довговічність | Інтеграція системи охолодження | Велика кількість електронних компонентів які вимагають частого техобслуговування | | + | |

На основі переліку позитивних якостей протезу, можна заявити про те, що протез в якості товару є досить конкурентоспроможним.

## 4.2 Аудит проєкту

Проведемо аудит технологій, за яких можна практично реалізувати протез (табл. 4.3)

Таблиця 4.3 – Технології для реалізації проєкту

| № | Етап проєктування | Технології застосування | Доступність |
|---|---|---|---|
| 1 | Моделювання корпусу | Fusion 360 | Доступно |
| 2 | Симуляція компонентів протезу | SolidWorks, Fusion 360 | Доступно |
| 3 | Проєктування електричної складової протезу | Fritzing | Доступно |
| 4 | Виготовлення корпусів | 3D-друк | Доступно |

## 4.3 Оцінка потенціалу ринку для впровадження інноваційного стартап-проєкту

Дослідження ринкових можливостей, що можуть забезпечити успішне впровадження проєкту, а також аналіз зовнішніх загроз, здатних ускладнити його реалізацію, дає змогу сформувати стратегічні орієнтири розвитку з урахуванням специфіки ринкового середовища. Такий підхід дозволяє точніше визначити очікування потенційних користувачів і порівняти їх із наявними рішеннями на ринку. У процесі оцінювання ідентифікуються ключові сегменти споживачів, описуються їх характерні особливості, а також формується попередній перелік вимог до продукту для кожної цільової групи (табл. 4.4).

Таблиця 4.4 – Потенційні групи клієнтів, їх характеристики та орієнтовні вимоги до протеза

| Цільова група | Характеристика / потреби | Основні вимоги до протеза з нітинолом |
|---|---|---|
| Військові та ветерани з верхніми ампутаціями | Часті складні травми, потреба в міцних та надійних рішеннях; висока мотивація до відновлення функцій; часто − доступ до державних/благодійних програм. | Підвищена стійкість конструкції, точність керування, надійність системи охолодження SMA, стабільність роботи при тривалих навантаженнях |
| 2. Користувачі у побуті та працевлаштовані пацієнти | Потребують універсального інструмента для повсякденних дій, цінують зручність та безпечність | Низька маса, комфортне кріплення, плавність рухів, спрощене керування EMG, мінімальний нагрів приводу |
| 3. Підлітки та молодь | Активний спосіб життя, швидка зміна анатомічних параметрів, висока чутливість до зручності | Можливість швидкого регулювання розміру, легкі матеріали, безпечні температурні режими, адаптивність до збільшення навантаження |
| 4. Медичні та реабілітаційні установи | Орієнтація на відтворюваність результатів і можливість застосування виробу в методиках реабілітації | Стабільність роботи приводу, наявність документації, можливість калібрування системи керування, простота сервісного обслуговування |
| 5. Благодійні фонди та соціальні програми | Прагнення забезпечити доступність інноваційних протезів для широкої аудиторії | Оптимальна собівартість, можливість швидкого виготовлення, модульність конструкції, обмежені вимоги до технічного обслуговування |

Для формування обґрунтованої стратегії розвитку проєкту було проведено базовий аналіз ринкового середовища, у межах якого оцінено ключові параметри конкурентного поля, рівень насиченості сегмента та наявні бар'єри входу. Такий аналіз дозволяє зіставити технічні можливості розробки з реальними умовами її впровадження, а також визначити, наскільки привабливим є ринок для запуску інноваційного продукту.

У процесі дослідження були виокремлені показники, що найточніше відображають поточний стан ринку медичних технологій, зокрема тих, що спеціалізуються на сучасних протезних рішеннях та мехатронічних системах. Оцінювання проводилося за якісними та кількісними критеріями: від кількості ключових гравців до специфічних вимог сертифікації, необхідних для легального виведення продукту на ринок.

Узагальнені результати ринкової діагностики подані у таблиці 4.5 нижче.

Таблиця 4.5 – Оцінювання ключових параметрів ринку для впровадження протеза на основі нітинолу

| № | Показник ринкового середовища | Характеристика |
|---|---|---|
| 1 | Кількість актуальних виробників у суміжній сфері | Прямих аналогів розробки на базі нітинолових приводів не зафіксовано; на ринку функціонує орієнтовно 2-4 компанії, що пропонують частково схожі рішення у сегменті міоелектричних протезів та реабілітаційних систем. |
| 2 | Орієнтовна місткість ринку, грн/ум. од. | За попередніми розрахунками, сукупний обсяг потенційного попиту становить близько 230 000 ум. од., що враховує потреби як індивідуальних користувачів, так і медичних установ. |
| 3 | Тенденція розвитку ринку | Сегмент демонструє стабільне зростання, зумовлене підвищенням інтересу до біонічних рішень і збільшенням кількості пацієнтів, які потребують сучасних протезів. |
| 4 | Бар'єри для входу на ринок | Основними перешкодами є необхідність підтвердження біосумісності матеріалів, проходження процедури оцінки відповідності та документальне підтвердження безпеки системи термоконтролю. |
| 5 | Вимоги до сертифікації продукції | Для виходу на ринок необхідні документи про відповідність медичним стандартам, включно з перевіркою програмного забезпечення і системи керування нітиноловими приводами. |
| 6 | Орієнтовний рівень рентабельності галузі, % | За середньогалузевими оцінками, очікувана рентабельність проєкту може коливатися в межах 22–27%, залежно від собівартості комплектувальних та масштабу виробництва. |

Тепер варто проаналізувати ринок на фактори, які позитивно впливають на реалізацію товару на ринок, та фактори які негативно впливають на реалізацію. (табл. 4.6- 4.7)

Таблиця 4.6 – Ключові фактори загроз при виведенні продукту на ринок

| № | Фактори | Вплив |
|---|---|---|
| 1 | Регуляторні бар'єри | Процес отримання сертифікацій для медичних виробів може затягуватися або супроводжуватися змінами у вимогах, що вплине на строки комерціалізації. |
| 2 | Технологічні ризики | Нестабільність роботи нових матеріалів або елементів (зокрема SMA-компонентів) може призвести до необхідності доопрацювань та додаткових витрат. |
| 3 | Низька обізнаність користувачів | Відсутність розуміння переваг інноваційної технології серед кінцевих користувачів може сповільнити її прийняття на ринку. |
| 4 | Посилення конкуренції | На ринку можуть з'явитися компанії з подібними технологічними рішеннями, що знижує частку потенційних споживачів та ускладнює позиціонування продукту. |

Таблиця 4.7 – Позитивні ринкові фактори, що сприяють впровадженню продукту

| Фактори | Вплив |
|---|---|
| Переваги нітинолу порівняно з традиційними приводами | Матеріал забезпечує плавні рухи, високу надійність і малу вагу конструкції, що підвищує конкурентоспроможність продукту. |
| Можливість інтеграції з існуючими реабілітаційними програмами | Протез може бути включений до сучасних методик відновлення, що розширює його потенційні сфери застосування. |
| Зростання попиту на високотехнологічні протези | Користувачі дедалі частіше обирають сучасні біонічні рішення з розширеним функціоналом, що формує сприятливе середовище для впровадження систем на основі SMA-актуаторів. |
| Підтримка інновацій у медичній сфері | Державні програми, гранти та міжнародні фонди активно фінансують розробки у сфері медичних технологій, що відкриває можливості для залучення інвестицій. |
| Зростаюча потреба у персоналізованих пристроях | Користувачі надають перевагу індивідуально налаштованим протезам, а SMA-технології дозволяють забезпечити більш точну адаптацію під конкретні анатомічні параметри. |

На основі проведеного аналізу конкуренції можна стверджувати, що ринок високотехнологічних протезів перебуває у фазі активного розвитку, однак має обмежену кількість рішень, здатних забезпечити поєднання високої точності

рухів, компактності та енергоефективності. Більшість існуючих моделей використовують традиційні електромеханічні приводи, що підвищує вагу конструкції, ускладнює її обслуговування та обмежує діапазон керованих рухів. Це створює простір для появи інноваційних рішень, здатних запропонувати нову якість керування та кращу адаптацію до біомеханічних особливостей користувача.

Розроблений у межах проєкту протез на основі нітинолових актуаторів поєднує здатність до швидкого реагування, плавних рухів і підвищеної надійності з можливістю точного контролю температурного режиму, що є критично важливим для забезпечення стабільності роботи матеріалу SMA. Таке технічне рішення формує низку конкурентних переваг, які відрізняють протез від існуючих аналогів та визначають його перспективи на ринку. Для більш детального представлення ключових сильних сторін пристрою сформовано перелік факторів конкурентоспроможності таблиця 4.8.

Таблиця 4.8 – Основні фактори конкурентоспроможності протеза на основі нітинолу

| Фактор конкурентоспроможності | Сутність та вплив |
|---|---|
| Використання нітинолових актуаторів | Забезпечують плавні рухи, високу точність і мінімізують вагу конструкції, перевершуючи традиційні електроприводи. |
| Інтегрована система контролю температури | Підтримує оптимальний режим роботи SMA, що підвищує надійність і стабільність функціонування протеза. |
| Компактність і мала маса | Дозволяє підвищити комфорт користувача і зменшити навантаження на опорно-руховий апарат. |
| Надійність і знижена потреба в технічному обслуговуванні | Відсутність складних механічних вузлів зменшує зношування та підвищує довговічність пристрою. |
| Можливість розширення функцій за рахунок сенсорних модулів | Інтеграція EMG, температурних та кутових датчиків дозволяє створити систему інтелектуального керування рухами. |

Узагальнюючи результати аналізу ринкового середовища, конкурентних умов та технічних переваг розробленого протеза, можна визначити, що подальша стратегія впровадження технології потребує всебічного оцінювання

можливостей і обмежень, пов’язаних із її комерціалізацією. Незважаючи на виражені сильні сторони конструкції, пов’язані з використанням нітинолових актуаторів, високою адаптивністю та інтегрованими системами контролю, існують також певні технічні, економічні та регуляторні фактори, які можуть вплинути на швидкість виходу продукту на ринок.

Проведене дослідження дозволяє окреслити внутрішні та зовнішні чинники, що формують потенціал проєкту. Внутрішні характеристики визначають надійність технології, конкурентні переваги та технологічну готовність до масштабування. Зовнішні − охоплюють ситуацію на ринку, темпи розвитку медичних технологій, інтерес споживачів до інноваційних протезів та можливі обмеження з боку нормативного середовища.

Для систематизації цих аспектів та визначення стратегічних напрямків розвитку проєкту доцільним є проведення SWOT-аналізу, який дозволяє оцінити сильні сторони та слабкі місця виробу, а також визначити можливості та загрози, пов’язані з його подальшим упровадженням (таблиця 4.9).

Таблиця 4.9 – SWOT-аналіз протеза кисті на основі нітинолу

| Категорія | Фактори |
|---|---|
| Сильні сторони | • Використання нітинолових актуаторів, що забезпечують плавність рухів і високу точність відтворення моторики.<br>• Низька маса конструкції й компактність у порівнянні з електромеханічними системами.<br>• Інтегрована термостабілізаційна система підвищує надійність та стабільність роботи SMA-елементів.<br>• Покращена енергоефективність, що дозволяє подовжити автономний час роботи.<br>• Можливість тонкої адаптації протеза до анатомічних параметрів користувача.<br>• Простота обслуговування завдяки мінімальній кількості механічних вузлів. |
| Слабкі сторони | • Залежність функціонування нітинолу від температурних режимів, що ускладнює конструкцію.<br>• Обмежена швидкість відгуку в порівнянні з деякими типами електроприводів.<br>• Необхідність точного калібрування системи охолодження та сенсорних модулів.<br>• Недостатня обізнаність ринку щодо переваг SMA-технологій. |

Продовження таблиці 4.9

| | |
|---|---|
| Можливості | • Зростання попиту на персоналізовані та легкі протези з розширеною функціональністю.<br>• Розвиток програм державної та міжнародної підтримки інноваційних медичних технологій.<br>• Розширення ринку реабілітаційних рішень та цифрової медицини.<br>• Можливість інтеграції з мобільними застосунками, EMG-керуванням, системами моніторингу стану пацієнта.<br>• Потенціал масштабування технології для інших типів протезів або біонічних систем. |
| Загрози | • Високі вимоги до сертифікації медичних виробів і тривалі процедури затвердження.<br>• Конкуренція з боку великих виробників традиційних електромеханічних протезів.<br>• Можливе зростання цін на високотехнологічні матеріали, зокрема нітинол.<br>• Ризики недостатнього фінансування на етапах масштабування виробництва.<br>• Бар'єри входу на міжнародні ринки через різні нормативні стандарти. |

## 4.4 Створення маркетингової програми проєкту

Після формування базової концепції товару наступним етапом є деталізація трирівневої маркетингової моделі, яка дозволяє глибше розкрити структуру цінності продукту та визначити його ключові компоненти з позиції кінцевого споживача. Такий підхід дає можливість розглянути протез не лише як фізичний виріб, але і як комплексне рішення, що включає додаткові послуги, користувацький досвід та супровід протягом експлуатаційного періоду.

У процесі формування трирівневої моделі уточнюється основна ідея продукту − його призначення, функціональні властивості та ключова ціль для користувача. Далі аналізуються фізичні параметри виробу, включно з конструктивними елементами, технологічними особливостями та матеріалами, які забезпечують заявлений функціонал. Завершальним елементом моделі є сукупність додаткових сервісів та процедур, які супроводжують використання протеза: налаштування, технічна підтримка, адаптація до індивідуальних потреб та можливості подальшої модернізації.

Для систематизації цих складових у таблиці 4.10 наведено структуру трирівневої маркетингової моделі розробленого виробу, що дозволяє

комплексно оцінити його ринковий потенціал та сформувати зрозумілу ціннісну пропозицію для цільових груп споживачів.

Таблиця 4.10 – Трирівнева маркетингова модель товару

| Рівень товару | Зміст рівня | Характеристика для протеза кисті на основі нітинолу |
|---|---|---|
| 1. Основний товар | Головна цінність, яку отримує користувач | • Відновлення функціональності кисті руки та підвищення якості життя.<br>• Забезпечення можливості виконання базових і тонких моторних рухів.<br>• Підвищення самостійності та соціальної активності користувача. |
| 2. Реальний товар | Фізичні властивості, конструкція та технологічні характеристики продукту | • Актуатори з нітинолу, що забезпечують плавні та точні рухи.<br>• Система термостабілізації для підтримання оптимальної температури SMA-елементів.<br>• Легка та компактна конструкція корпусу.<br>• Інтегровані сенсори (температурні, кутові, EMG за наявності).<br>• Зручний інтерфейс керування та адаптивність під анатомічні особливості користувача. |
| 3. Розширений товар | Додаткові послуги, сервіс, підтримка, що супроводжують продукт | • Індивідуальне налаштування протеза під користувача.<br>• Технічне обслуговування та консультаційна підтримка.<br>• Можливість оновлення програмного забезпечення та модернізації сенсорних модулів.<br>• Навчання користувача та адаптаційний супровід у перші тижні експлуатації.<br>• Гарантійний сервіс і можливість післягарантійної підтримки. |

Після створення маркетингової моделі товару варто окремо зазначити, що проєкт має вбудовані механізми захисту від копіювання. Ключові технічні рішення − конструкція адаптивної системи кріплення, принципи роботи SMA-елементів та специфіка інтеграції їх у протез − можуть бути захищені патентами та технологічними обмеженнями доступу. Це значно ускладнює відтворення продукту конкурентами та формує стійку конкурентну перевагу.

У зв’язку з цим визначення меж ціни стає важливим етапом, адже рівень інноваційності та захищеності напряму впливає на ринкову вартість виробу. Ключові параметри ціноутворення наведено в таблиці 4.11.

Таблиця 4.11 – Встановлення ціни

| Рівень цін на товари-замінники | Рівень цін на товари-аналоги | Доходи цільової аудиторії | Орієнтовні межі встановлення ціни на продукт |
|---|---|---|---|
| Прямих замінників із нітиноловими приводами немає. Найближчі альтернативи – міоелектричні протези: 120 000-180 000 грн | Аналоги з традиційними сервоприводами: 90 000-250 000 грн | Потенційні користувачі – особи з доходом від 180 000 до 900 000 грн/рік | Орієнтовний діапазон: 45 000-85 000 грн. Можливе створення спрощеної версії без розширеної системи охолодження для здешевлення |

Наступним етапом є формування найефективнішої системи збуту. На цьому рівні необхідно прийняти низку рішень (табл. 4.12), зокрема:

- визначити, чи здійснювати продаж продукції власними силами, чи залучати зовнішніх посередників (тобто обрати між внутрішньою та залученою системою збуту);
- встановити оптимальну довжину каналу реалізації та обґрунтувати такий вибір;
- обрати відповідний тип посередників і пояснити причини цього вибору.

Завершальним елементом маркетингової програми виступає створення концепції маркетингових комунікацій. Вона формується на основі раніше визначеного позиціонування та особливостей поведінки цільових клієнтів, наведених у таблицях 4.12–4.13.

Підсумком дослідження має стати сформована маркетингова програма, що включає концепцію продукту, підходи до його збуту, систему просування та попередню оцінку можливостей ціноутворення. Її розроблення ґрунтується на аналізі потреб і ціннісних орієнтирів цільових споживачів, визначених конкурентних переваг проєкту, а також особливостях ринкового середовища та його змін, у межах якого планується реалізація виробу. Крім того, програма враховує обрану підприємством стратегію поведінки на ринку.

Таблиця 4.12 – Формування системи збуту нітинолового протезу руки

| № | Специфіка поведінкової моделі цільових клієнтів | Функції збуту, які має виконувати постачальник медвиробу | Глибина каналу збуту | Оптимальна система збуту |
|---|---|---|---|---|
| 1 | Пацієнти з ампутаціями верхніх кінцівок, які шукають інноваційні протези з високою функціональністю; активно порівнюють технічні можливості та консультації спеціалістів | – Персональні консультації з технічними фахівцями– Налаштування протеза під індивідуальні параметри– Сервісна підтримка та оновлення прошивок системи контролю температури– Проведення демонстрацій та тестових примірок | Виробник → медичний консультант → пацієнт | Комбінована система: офіційний сайт виробника, спеціалізовані медичні центри протезування, сертифіковані технічні консультанти |
| 2 | Медичні реабілітаційні центри, клініки та протезно-ортопедичні установи, що закуповують обладнання для пацієнтів | – Постачання протезів партіями– Навчання персоналу роботі з нітиноловими приводами та системою температурного контролю– Гарантійне та післягарантійне обслуговування | Виробник → медзаклад | Прямі контракти з реабілітаційними та протезними центрами |

Таблиця 4.13 – Концепція маркетингових комунікацій для нітинолового протезу руки

| № | Специфіка поведінки цільових клієнтів | Канали комунікацій, які використовує цільова аудиторія | Ключові позиції для позиціонування | Завдання рекламного повідомлення | Концепція рекламного звернення |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | Пацієнти та медичні установи активно шукають технологічні рішення, орієнтуються на якість, надійність, інноваційність та можливість адаптації до індивідуальних потреб | Медичні конференції, виставки, YouTube-демонстрації, професійні форуми, сайти клінік, соцмережі | Високоточний біонічний протез з нітиноловими «м'язами», що забезпечує плавні рухи та безпечну терморегуляцію; інноваційність і довговічність | Формування довіри до технології; донесення переваг температурного контролю; демонстрація реальних кейсів пацієнтів; пояснення безпеки та надійності матеріалу | Надихаючі історії відновлення функцій руки; акцент на точність, інтелектуальність системи та комфорт користування; підкреслення енергоефективності та стабільності роботи нітинолового приводу |

## Висновок до розділу 4

Опрацьовано повний комплекс робіт, пов’язаних із формуванням і обґрунтуванням стартап-проєкту зі створення інноваційного протеза кисті на основі нітинолових штучних м’язів. Проведена робота дозволила систематизувати технічні, технологічні, ринкові та організаційні передумови впровадження розробки, а також оцінити її практичну значущість та перспективи комерціалізації.

На початковому етапі було сформульовано концепцію продукту, яка передбачає використання нітинолових актуаторів у поєднанні з адаптивною системою термоконтролю та сенсорним керуванням. Такий підхід забезпечує більш природні рухи, високу точність та компактність конструкції у порівнянні з традиційними електромеханічними рішеннями. Порівняльний аналіз показав, що модель вирізняється кращою ергономічністю, спрощеним обслуговуванням та можливістю тонкого налаштування під індивідуальні параметри користувача.

Проведений аудит технологій підтвердив практичну здійсненність проєкту, оскільки всі необхідні інструменти та технологічні процеси є доступними та не потребують значних початкових інвестицій. Окремо було оцінено структуру потенційного ринку: визначено ключові групи споживачів, їх потреби та основні вимоги до протезних систем цього типу. Аналіз конкурентного середовища свідчить про відсутність прямих аналогів нітинолових протезів, що відкриває додаткові можливості для зайняття вільної ринкової ніші.

Ринкова діагностика та оцінка зовнішніх умов довели, що попит на високотехнологічні реабілітаційні рішення стабільно зростає, а підтримка інновацій у медичній галузі сприяє впровадженню подібних розробок. Водночас визначено низку загроз − необхідність проходження регуляторних процедур, ризики нестабільності нових матеріалів та можливе посилення конкуренції. Для систематизації цих чинників було проведено SWOT-аналіз, результати якого

підтвердили високий потенціал проєкту при умові належного технічного супроводу, адаптації до вимог сертифікації та наявності фінансової підтримки.

На завершальному етапі було сформовано трирівневу маркетингову модель продукту, що дозволила структурувати цінність протеза як комплексного рішення − від базової функціональності до сервісного супроводу та можливостей модернізації. Це дає змогу сформувати чітку ринкову пропозицію та орієнтувати подальшу стратегію розвитку компанії.

Загалом, проведений аналіз показує, що запропонована технологія має значний комерційний та соціальний потенціал. Інноваційність конструкції, доступність технологічної бази та високий рівень відповідності сучасним потребам реабілітаційного ринку роблять стартап перспективним для подальшої розробки, удосконалення та впровадження.

# ВИСНОВКИ

У результаті виконання роботи було створено, обґрунтовано та експериментально протестовано прототип штучного м’яза на основі термоактивного нітинолу, а також розроблено комплексну систему його термостабілізації та маркетингову програму для впровадження проєкту на ринок медичних виробів.

У роботі розроблено структурну схему системи, алгоритм керування на базі ЕМГ-сигналів та побудовано експериментальний стенд, що включає нітиноловий дріт довжиною 80 мм, три цифрові датчики температури DS18B20, модуль Пельтьє та мікроконтролер Arduino. Проведений комплекс досліджень дозволив отримати низку кількісних та якісних результатів.

Основні експериментальні результати:

- Усі досліди проводилися за контрольованих умов (t = 21 ± 1 °C, живлення 5 В та 1 А), що дозволило отримати сталі й відтворювані результати.
- Було організовано три серії дослідів по 15 циклів кожна, що забезпечило достовірність оцінки теплової поведінки нітинолу.
- Пасивне охолодження (радіатор 9×9×5 мм) показало високу теплову інерційність: час охолодження складав до 60 секунд, що суттєво обмежує швидкодію механізму.
- Розрахунки теплової константи τ для різних конфігурацій охолодження продемонстрували значну різницю:
  - без вентиляції: τ = 0,90 с;
  - з вентиляцією: τ = 0,36 с;
  - з тепловою трубкою: τ = 0,135 с.

Це підтверджує, що комбіновані системи тепловідведення мають значно вищу ефективність.

- Введення модуля Пельтьє у другому досліді дозволило зменшити час охолодження нітинолу у 3 рази − до 17–18 секунд, що зробило можливим роботу приводу в режимах середньої частоти.
- Багатоточковий контроль температури дав змогу уникнути перегрівів понад 65–70 °C, що критично важливо для довговічності сплаву.

Отримані технічні висновки:

1. Запропонована система термостабілізації демонструє високу ефективність і дозволяє підтримувати робочий цикл нітинолового м’яза без втрати функціональності.

2. Інтеграція термоелектричного охолодження є обґрунтовано необхідною, якщо система має працювати з підвищеною динамікою.

3. Застосування трьох DS18B20 забезпечує повний температурний контроль уздовж м’яза, що мінімізує ризик деградації матеріалу.

Маркетингові результати:

- Проведено аналіз конкурентів, згідно з яким протез на основі нітинолу має переваги у вартості, інноваційності та доступності матеріалів.
- Розроблено трирівневу концепцію товару − від базової цінності до розширених сервісів.
- На основі поведінкової моделі клієнтів сформовано оптимальну систему збуту (виробник → консультант → пацієнт).
- Визначено ключові ринкові можливості: масштабування технології, застосування у реабілітації, інтеграція з цифровими системами.

Результати дослідження підтвердили, що використання термоактивного нітинолу є технічно й економічно обґрунтованим рішенням для створення штучних м’язів протезів верхніх кінцівок. Розроблена система керування та термостабілізації забезпечує стабільну, безпечну та прогнозовану роботу протеза, а отримані числові характеристики демонструють реальну можливість підвищення швидкодії та довговічності нітинолових приводів.

# СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Kumar P. Shape Memory Alloy (SMA) A Multi Purpose Smart Material. *Engineering Research Publication*. URL: https://www.erpublication.org/published_paper/IJETR_APRIL_2014_STET_79.pdf (date of access: 08.09.2025).

2. Tribological Evolution of Cu–Zn–Al Shape Memory Alloys: Insights Through Systematic Optimization - Journal of The Institution of Engineers (India): Series D. SpringerLink. URL: https://link.springer.com/article/10.1007/s40033-025-00928-4 (date of access: 04.09.2025).

3. Plăcintă C., Stanciu S. Theoretical and Experimental Designs on Several Mechanical Properties of Cu–Al–Zn Shape Memory Alloys Used in the Processing Industry. *MDPI*. URL: https://www.mdpi.com/1996-1944/16/4/1441.

4. Evaluation of Fe-Based Shape Memory Alloy (Fe-SMA) as Strengthening Material for Reinforced Concrete Structures. MDPI. URL: https://www.mdpi.com/2076-3417/8/5/730.

5. Hasbi M. Y., Maburi E., Yudanto S. D. OpportuNi-Ties and challenges of Fe-based shape memory alloys for biomedical applications. *AIP Publishing*. URL: https://pubs.aip.org/aip/acp/articleabstract/3003/1/020054/3267613/OpportuNi-Ties-and-challenges-of-Fe-based-shape?redirectedFrom=fulltext (date of access: 04.09.2025).

6. Algamal A., Abedi H. Manufacturing, processing, applications, and advancements of Fe-based shape memory alloys. ResearchGate. URL: https://www.researchgate.net/publication/384365018_Manufacturing_processing_applications_and_advancements_of_Fe-based_shape_memory_alloys (date of access: 04.09.2025).

7. Shape Memory Ni-Tinol Alloys. *Space Materials Database. Materials data for space applications*. URL: https://www.spacematdb.com/spacemat/manudatasheets/Ni-Tinol.pdf (date of access: 04.09.2025).

8. Rotaru A. Thermal characteristics of Ni-Ti SMA (shape memory alloy) actuators. *Academia.edu - Find Research Papers, Topics, Researchers*. URL: https://www.academia.edu/74913027/Thermal_characteristics_of_Ni_Ti_SMA_shape_memory_alloy_actuators (date of access: 04.09.2025).

9. Velazquez R. Modelling and temperature control of shape memory alloys with fast electrical heating. *ResearchGate*. URL: https://www.researchgate.net/publication/288620746_Modelling_and_temperature_control_of_shape_memory_alloys_with_fast_electrical_heating (date of access: 04.09.2025).

10. Activating Ni-Tinol with Electric Current. *Geiger Counters & Radiation Detectors â Imagesco (USA Manufacturer)*. URL: https://www.imagesco.com/articles/Ni-Tinol/07.html (date of access: 04.09.2025).

11. Bollini R. Understanding memory effect in Lithium-ion batteries • EVreporter. *EVreporter*. URL: https://evreporter.com/understanding-memory-effect-in-lithium-ion-batteries/ (date of access: 24.08.2025).

12. What is Battery Memory Effect?. *https://www.pknergy.com/*. URL: https://www.pknergy.com/en/news/what-is-battery-memory-effect/ (date of access: 24.08.2025).

13. Про «ефект пам'яті» | STIHL. *STIHL в Україні. | STIHL*. URL: https://www.stihl.ua/uk/porady-ta-idei/ekspluatatsiya-ta-doglyad/dogliad-za-akumuliatoramy/memory-effekt (дата звернення: 24.08.2025).

14. Lithium-Ion Battery - Clean Energy Institute. *Clean Energy Institute*. URL: https://www.cei.washington.edu/research/energy-storage/lithium-ion-battery/#:~:text=Liion%20batteries%20have%20no,contain%20toxic%20lead%20or%20cadmium. (date of access: 24.08.2025).

15. Battery Capacity Calculator: Formula and Equations for Battery Capacity Calculator: Battery Capacity in mAh = (Battery life in hours × Load Current in Amp) / 0.7 // *Electrical Technology*. – Режим доступу: https://www.electricaltechnology.org/2014/03/battery-capacity-calculator.html (дата звернення: 24.08.2025).

16. How to calculate battery run time // *Ufine Battery Blog*, 30 липня 2025. – Режим доступу: https://www.ufinebattery.com/blog/how-to-calculate-battery-run-time/ (дата звернення: 24.08.2025).

17. Колнаузов, І. О. Штучний м’яз на основі термоактивного нітинолу у протезуванні : дипломна робота ... бакалавра : 163 Біомедична інженерія / Колнаузов Іліан Олександрович. - Київ, 2024. - 65 с.

18. При якій температурі працюють літієві акумулятори. *E-movex-електромобілі для прокаті і атракціону-електричні тягачі і візки*. URL: https://emovex.pro/uk/faq/при-какой-температуре-работают-литие/ (дата звернення: 31.08.2025).

19. Technical Characteristics of Actuator Wires. sparkfun. URL: https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Components/General/TCF1140.pdf (date of access: 31.08.2025).

20. DS18B20 Datasheet(PDF). *ALLDATASHEET.COM - Electronic Parts Datasheet Search*. URL: https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/58557/DALLAS/DS18B20.html (date of access: 31.08.2025).

21. DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer. – Maxim Integrated, 2015. – Режим доступу: https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS18B20.pdf

22. Peltier Elements. *Meerstetter Engineering - Welcome*. URL: https://www.meerstetter.ch/customer-center/compendium/70-peltier-elements (date of access: 16.09.2025).

23. Choosing and Using Advanced Peltier Modules for Thermoelectric Cooling. *DIGIKEY*. URL: https://www.digikey.com/en/articles/choosing-using-advanced-peltier-modules-thermoelectric-cooling (date of access: 16.09.2025).

24. What is a PID Controller? Types, Operation and Applications. *ELECTRICAL TECHNOLOGY*. URL: https://www.electricaltechnology.org/2015/10/what-is-pid-controller-how-it-works.html (date of access: 17.09.2025).

25. Access to this page has been denied. *Access to this page has been denied*. URL: https://eu.mouser.com/ProductDetail/Advanced-Thermal-Solutions/ATS-TEC10-47-012?qs=B6kkDfuK7/AAwYEIK88A%2BA== (date of access: 16.11.2025).

26. Thermal time constant [heat transfer]: defiNi-Tion, formula, unit. *Mech Content*. URL: https://mechcontent.com/thermal-time-constant/ (date of access: 16.11.2025).