

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

**Факультет біомедичної інженерії**

**Кафедра біомедичної інженерії**

«На правах рукопису»  
УДК 616-77

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Магістерська дисертація**

**на здобуття ступеня магістра**

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

**зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»**

**на тему: «Електротактильний стимулятор для відновлення сенсорного  
зворотного зв'язку в протезі верхньої кінцівки»**

Виконав:

студент II курсу, групи ЗМ-41мп

Богачук Владислав Віталійович \_\_\_\_\_

Науковий керівник:

доц. каф. БМІ, к.ф.-м.н, Соломін Андрій Вячеславович \_\_\_\_\_

Рецензент:

доц. каф. ББЗЛ, к.т.н. Антонова-Рафі Юлія Валеріївна \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації  
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 магістерську дисертацію студенту**  
**Богачуку Владиславу Віталійовичу**

1. Тема дисертації «Електротактильний стимулятор для відновлення сенсорного зворотного зв'язку в протезі верхньої кінцівки», науковий керівник дисертації Соломін Андрій Вячеславович, доц. каф. БМІ, к.ф-м.н, затверджені наказом по університету від «03» листопада 2025 р. № 4751-с
2. Термін подання студентом дисертації: 15 грудня 2025 р.
3. Об'єкт дослідження: електротактильний стимулятор для системи зворотного зв'язку в протезі верхньої кінцівки.
4. Предмет дослідження: канал взаємодії користувач-протез з використанням сенсорного зворотного зв'язку.
5. Перелік завдань, які потрібно зробити: окреслення теоретичного базису про системи сенсорного зворотного зв'язку, розробка технічного завдання на основі попередніх досліджень, створення електротактильного стимулятора на базі мікроконтролера, перевірка інформативності стимуляції пачками з графічною фіксацією сигналу.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: електронна презентація, що виконана в середовищі «Microsoft PowerPoint», знімки екрана з результатами роботи, ілюстрації, адаптовані із зовнішніх джерел.

7. Орієнтовний перелік публікацій: Технологія створення 3D-моделі зі скінченно-елементною сіткою на основі серій КТ-зображень / А. В. Соломін та ін. *Biomedical Engineering and Technology*. 2025. Т. 17. ISSN 2707-8434.

8. Дата видачі завдання: 3 листопада 2025 р.

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Дослідження літературних джерел	Вересень - жовтень 2025	Виконано
2	Проведення пошуку досліджень неінвазивного сенсорного зворотного зв'язку	Вересень - жовтень 2025	Виконано
3	Розробка технічного завдання, базуючись на літературному аналізі	Вересень - листопад 2025	Виконано
4	Створення стимулятора на основі мікроконтролера і Н-мосту та його програмування	Жовтень - листопад 2025	Виконано
5	Проведення тестування стимулятора на користувачеві, використовуючи манжету	Листопад 2025	Виконано
6	Оформлення магістерської дисертації	Листопад - грудень 2025	Виконано
7	Проходження нормоконтролю	Грудень 2025	Виконано
8	Отримання рецензії та відгуку на роботу	Грудень 2025	Виконано
9	Оформлення презентації	Грудень 2025	Виконано
10	Оформлення супровідних документів	Грудень 2025	Виконано
11	Подання супровідних документів	Грудень 2025	Виконано
12	Захист МД в ЕК	Грудень 2025	Виконано

Студент

Владислав БОГАЧУК

Науковий керівник

Андрій СОЛОМІН

## АНОТАЦІЯ

Магістерська дисертація складається з 4 розділів, кожен з яких має висновок, загального висновку, списку використаних джерел. Загальна кількість сторінок складає 82. 30 джерел інформації опрацьовано під час написання. 43 рисунки та 27 таблиць налічує дисертація.

Протезування в Україні активно розвивається та охоплює все ширше коло користувачів, що стимулює розширення ринку й удосконалення технологічних рішень. Попри промислове виробництво сучасних протезів для різних частин кінцівок, значна кількість пацієнтів відмовляється від їх використання через фізичний дискомфорт, складність керування та психологічні бар'єри, що свідчить про недостатню інтегрованість таких систем у повсякденне життя. Саме тому актуальним є впровадження сенсорного зворотного зв'язку, який забезпечує користувачу природніші відчуття взаємодії з протезом. Хоча наукові дослідження у цій сфері демонструють значний прогрес, більшість рішень залишаються на рівні лабораторних прототипів, що перешкоджає їх широкій комерціалізації. Це створює нагальну потребу у доступних, адаптивних і технологічно надійних системах, здатних підвищити комфорт, функціональність та рівень прийняття протезів у реальних умовах використання.

Метою роботи є покращення користувацького досвіду та взаємодії з протезом верхньої кінцівки шляхом створення системи сенсорного зворотного зв'язку, що забезпечується електричною стимуляцією.

Задачі, поставлені для досягнення мети:

1. Окреслити теоретичний базис для систем зворотного зв'язку.
2. Створити технічне завдання для розробки, базуючись на літературному аналізі.
3. Розробити стимулятор на основі мікроконтролера з його попереднім програмуванням.
4. Дослідити інформативність каналу стимулятора шляхом тестування на користувачеві різних наборів параметрів.

5. Проаналізувати створену модель як потенційний продукт на ринку систем зворотного зв'язку.

Об'єкт дослідження: відновлення сенсорного зворотного зв'язку для протезу верхньої кінцівки.

Методи дослідження. Для створення системи електротактильного зворотного зв'язку використано платформу ESP32 C3 Super Mini та драйвер мотору DRV8871 щоб генерувати двофазні сигнали. Для дослідження інформативності каналу застосовано тестування на користувачеві.

Наукова новизна. Дана робота містить оригінальне технічне рішення щодо створення стимулятора на базі мікроконтролера ESP32 та дослідження інформативності каналу стимуляції з перспективою застосування кодування.

Публікації. Технологія створення 3D-моделі зі скінченно-елементною сіткою на основі серій КТ-зображень / А. В. Соломін та ін. *Biomedical Engineering and Technology*. 2025. Т. 17. ISSN 2707-8434.

Ключові слова: електротактильний зворотний зв'язок, стимулятор, мікроконтролер, протез верхньої кінцівки.

## ABSTRACT

The master's thesis consists of four chapters, each of which has a conclusion, general conclusion, and list of references. The total number of pages is 80. Thirty sources of information were used in the writing of the thesis. The thesis contains 43 figures and 27 tables.

Prosthetics in Ukraine is actively developing and reaching an increasingly wider range of users, which stimulates market expansion and the improvement of technological solutions. Despite the industrial production of modern prostheses for various parts of the limbs, a significant number of patients refuse to use them due to physical discomfort, difficulty in control, and psychological barriers, which indicates the insufficient integration of such systems into everyday life. That is why the introduction of sensory feedback, which provides the user with a more natural feeling of interaction with the prosthesis, is relevant. Although scientific research in this area shows significant progress, most solutions remain at the level of laboratory prototypes, which hinders their widespread commercialization. This creates an urgent need for affordable, adaptive, and technologically reliable systems that can improve comfort, functionality, and acceptance of prostheses in real-world conditions.

The goal of this work is to improve the user experience and interaction with upper limb prostheses by creating a sensory feedback system provided by electrical stimulation.

Tasks set to achieve the goal:

1. Outline the theoretical basis for feedback systems.
2. Create technical specifications for development based on a literature review.
3. Develop a microcontroller-based stimulator with pre-programming.
4. Verify the informativeness of the stimulator channel by testing different sets of parameters on the user.
5. Analyze the created model as a potential product on the feedback system market.

Research object: restoration of sensory feedback for upper limb prostheses.

Research methods. To create an electrotactile feedback system, the ESP32 C3 Super Mini platform and DRV8871 motor driver were used to generate two-phase signals.

Scientific novelty. This work contains information about creating a stimulator based on the ESP32 microcontroller and testing the informativeness of the stimulation channel for further coding.

Publications. Technology of creating of 3D model with finite element mesh based on series of CT images / A. Solomin et al. *Biomedical Engineering and Technology*. 2025. Vol. 17. ISSN 2707-8434.

Keywords: electrotactile feedback, stimulator, microcontroller, upper limb prosthesis.

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ЕМГ - електроміографія

ШІМ - широтно-імпульса модуляція

ЦАП - цифро-аналоговий перетворювач

ВЗЗ - візуальний зворотний зв'язок

ЕЗЗ - електротактильний зворотний зв'язок

RAM - Random Access Memory

ROM - Read-Only Memory

DC - Direct Current

ККД - коефіцієнт корисної дії

GPIO - General-Purpose Input/Output

PLA - Polylactic acid

LIFE - Longitudinal intrafascicular electrode

TIME - Transverse intrafascicular multiple electrode

USEA - Utah slanted electrode array

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	11
РОЗДІЛ 1 .....	13
СИСТЕМИ СЕНСОРНОГО ЗВОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ.....	13
1.1 Проблеми відсутності сенсорного зворотного зв'язку.....	13
1.2 Неінвазивні методи сенсорної стимуляції кінцівки .....	13
1.3 Інвазивні підходи до відновлення сенсорної функції .....	14
Висновок до розділу 1 .....	15
РОЗДІЛ 2 .....	16
СТВОРЕННЯ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ НА ПІДҐРУНТІ ПРОВЕДЕНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	16
2.1 Порівняння досліджень зворотного зв'язку .....	16
2.2 Технічне завдання на розробку.....	27
Висновок до розділу 2 .....	29
РОЗДІЛ 3 .....	30
СТВОРЕННЯ ФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ СТИМУЛЯТОРА.....	30
3.1 Вибір компонентів для розроблюваного стимулятора.....	30
3.2 Принцип роботи схеми .....	33
3.3 Збірка прототипа системи .....	35
3.4 Програмування мікроконтролера та тестування системи.....	42
3.5 Розташування електродів стимуляції.....	43
3.6 Дослідження інформативності стимуляційного каналу.....	45
3.6.1 Результати тестування .....	57

	10
3.7 Розробка корпусу для системи .....	58
Висновок до розділу 3 .....	61
РОЗДІЛ 4 .....	63
РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ .....	63
4.1 Огляд стартап-проєкту .....	63
4.2 Складання стратегії маркетингу .....	71
Висновок до розділу 4 .....	75
ВИСНОВКИ.....	77
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	79

## ВСТУП

Протезування вже давно перестало бути рідкістю в українському суспільстві - все більше людей стикаються з наслідками втрати кінцівок і активно спостерігають за розвитком сучасних протезних технологій. Зростання кількості пацієнтів стимулює ринок протезування, що проявляється у розширенні спеціалізованих центрів та розробці нових рішень для реабілітації. Хоча протези для стоп, гомілок і плечей досягли промислової стадії виробництва, залишається значна проблема: багато користувачів відмовляються від них через фізичний дискомфорт, недостатню керованість або психологічні бар'єри.

Для мотивованих пацієнтів існують сучасні технологічні рішення, проте складність навчання, відсутність інтуїтивної взаємодії з пристроєм та висока вартість значно обмежують їх широке впровадження. Одним із ключових напрямів вдосконалення є створення систем сенсорного зворотного зв'язку, які дають користувачу відчуття взаємодії з протезом. Попри значний науковий прогрес у галузі як інвазивних, так і неінвазивних методів передачі сенсорної інформації, більшість таких розробок досі не виходять за межі лабораторних умов. Це формує очевидний запит на комерційно доступні, практичні та ергономічні системи, здатні забезпечити природніші тактильні відчуття та підвищити якість користування протезами у реальному житті.

**Тема дисертації:** Електротактильний стимулятор для відновлення сенсорного зворотного зв'язку у протезі верхньої кінцівки.

**Мета дисертації:** Покращення користувацького досвіду та взаємодії з протезом верхньої кінцівки шляхом створення системи сенсорного зворотного зв'язку, що забезпечується електричною стимуляцією.

### **Завдання дисертації:**

1. Окреслити теоретичний базис для систем зворотного зв'язку.
2. Створити технічне завдання для розробки, базуючись на літературному аналізі.

3. Розробити стимулятор на основі мікроконтролера з його попереднім програмуванням.
4. Дослідити інформативність каналу стимулятора шляхом тестування на користувачеві різних наборів параметрів.
5. Проаналізувати створену модель як потенційний продукт на ринку систем зворотного зв'язку.

Об'єкт дослідження. Відновлення сенсорного зворотного зв'язку для протезу верхньої кінцівки.

Методи дослідження. Для створення системи електротактильного зворотного зв'язку використано платформу ESP32 C3 Super Mini та драйвер мотору DRV8871 щоб генерувати двофазні сигнали. Для дослідження інформативності каналу застосовано тестування на користувачеві.

Наукова новизна. Дана робота містить оригінальне технічне рішення щодо створення стимулятора на базі мікроконтролера ESP32 та дослідження інформативності каналу стимуляції з перспективою застосування кодування.

Публікації. Технологія створення 3D-моделі зі скінченно-елементною сіткою на основі серій КТ-зображень / А. В. Соломін та ін. *Biomedical Engineering and Technology*. 2025. Т. 17. ISSN 2707-8434.

Ключові слова: електротактильний зворотний зв'язок, стимулятор, мікроконтролер.

# РОЗДІЛ 1

## СИСТЕМИ СЕНСОРНОГО ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

### 1.1 Проблеми відсутності сенсорного зворотного зв'язку

У більшості сучасних протезів відсутні ефективні системи сенсорного зворотного зв'язку, що підвищує когнітивне навантаження та може призводити до відмови від користування [1]. Протези руки мають обмежену модуляцію сили та односторонній рух, що унеможливорює скоординовану взаємодію сил, характерну для природної кінцівки [2]. Людська шкіра має унікальні властивості, які неможливо повністю відтворити сучасними електронними сенсорними системами [3-5].

Психологічні фактори, такі як свобода волі, інтеграція протеза в тіло та фантомний біль, також впливають на ефективність сенсорного зворотного зв'язку [2]. Для забезпечення сенсорного зворотного зв'язку застосовують три основні підходи: цільова сенсорна реіннервація, сенсорна субституція та пряма нейронна стимуляція [4].

### 1.2 Неінвазивні методи сенсорної стимуляції кінцівки

Більшість робіт присвячені розробці неінвазивного зворотного зв'язку, що спрощує створення протезних систем і знижує ризики для користувачів [6]. Найчастіше застосовуються механотактильні, вібротактильні, електротактильні методи, а також комбінована та слухова стимуляція. У дослідженні 2021 року протестовано масив із дев'яти вібродвигунів для трансрадіального протеза, проте результати показали значні помилки у розпізнаванні силового хвату [7]. Автори відзначили необхідність використання потужніших двигунів, калібрування інтенсивності стимулів та подальших експериментів щодо оптимального розташування масивів і їхньої взаємодії з ЕМГ-сигналами [7].

Сенсорний зворотний зв'язок у протезі реалізовано через пневматичну систему силіконових балонів, що створюють «тактильний дисплей» на культи та

відтворюють відчуття, близькі до природного дотику [8]. Система легка, проста для інтеграції в протез, забезпечує соматотопічне співвідношення «один до одного», однак потребує герметичності пневмоконтурів для надійної роботи. Польові випробування показали, що сенсори доцільно розташовувати не лише на пальцях, а й на зовнішніх частинах протеза, які часто контактують із середовищем [8].

Система складається з одноканального стимулятора MaxSens із мультиплексором та багатоконтактними електродами, що генерують двофазні імпульси з контрольованими параметрами (50-1000 мкс, 1-400 Гц, 0,1-5 мА) та дозволяють активувати до 16 каналів. Програма реалізує зворотний зв'язок, відображаючи чотири ступені свободи протеза через вісім динамічних шаблонів стимуляції з індивідуальним калібруванням для кожного електрода. Тести показали оптимальні результати при частотах <50 Гц і ширині імпульсу 100-200 мкс, а також підтвердили здатність користувачів надійно розрізняти патерни стимуляції [9].

### **1.3 Інвазивні підходи до відновлення сенсорної функції**

Пряма нейростимуляція за допомогою внутрішньонервових електродів ефективно створює тактильні та пропріоцептивні відчуття у пацієнтів з ампутацією вище ліктя [10]. Використання безперервних, дискретних та гібридних режимів стимуляції покращує контроль захвату та наближає рухи користувачів протезів до природних, навіть якщо відчуття не завжди повністю природні. Результати показують функціональну цінність сенсорного зворотного зв'язку та підкреслюють необхідність подальших досліджень із більшою вибіркою [10].

Підшкірні методи стимуляції поділяються на екстранейральні та інтрапучкові електроди: манжети менш інвазивні, але мають нижчу ефективність, яку можна покращити спрямованою стимуляцією або інтерференційними методами [11]. Внутрішньопучкові електроди (LIFE, tf-LIFE, TIME) забезпечують більшу селективність за рахунок прямого контакту з нервовими волокнами, тоді як USEA - найбільш інвазивні, із високою щільністю електродів і найвищою просторовою селективністю [11].

Техніка цільової реіннервації є клінічно доступним методом відновлення моторного контролю та сенсорної чутливості при проксимальних ампутаціях верхньої кінцівки, при цьому шкіра над реіннервованими м'язами поступово відновлює сенсорні відчуття, хоча вони можуть бути змішаними та неповністю природними [12]. Завдяки такому підходу відновлюються окремі сенсорні ділянки з майже нормальними порогоми сприйняття, а чутливість пальців починає відновлюватися протягом 4-6 місяців після операції [12].

### **Висновок до розділу 1**

Аналіз досліджень останніх років показав, що попит на системи зворотного зв'язку стає більшим, але поки тривають дослідження, то комерційні системи відсутні. В основному це неінвазивні системи, які монтуються в сокет протезу, і вони мають ряд недоліків, як от вразливість від шумів, вплив на роботу ЕМГ сенсорів, одноразовість. Науковці демонструють альтернативу у вигляді безпосередньої стимуляції залишкових нервів, але як і всі інвазивні методи, цільова реіннервація та нервові електроди мають проблему біосумісності і тривалого впливу на нервові волокна.

## РОЗДІЛ 2

### СТВОРЕННЯ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ НА ПІДГРУНТІ ПРОВЕДЕНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

#### 2.1 Порівняння досліджень зворотного зв'язку

За останні роки було проведено багато досліджень, серед них багато зосереджено на стимуляції струмом. В таблиці 2.1 наведено дослідження зворотного зв'язку, які використовували або комерційні, або власноруч створені стимулятори.

Таблиця 2.1 Порівняння досліджень електротактильного зворотного зв'язку

Дослідження	Ширина імпульсу	Частота	Амплітуда
Стимулятор на основі мостової схеми та ARM процесорі [13]	Різні схеми кодування		
Портативний стимулятор MaxSense в поєднанні з протезом Michelangelo [14]	220 мкс	20 Гц	Варіювалась для кожного учасника
Стимулятор RehaStim 1 [15]	>400 мкс	25/100 Гц	2 мА
Портативний стимулятор Complex Motion [16]	5 мс	30 Гц	до 3 мА
	5 мс	до 100 Гц	1 мА
	до 50 мс	10 Гц	1 мА
Індивідуально виготовлений багатоканальний стимулятор [17]	до 500 мкс	100 Гц	1.5 мА

Продовження таблиці 2.1

Індивідуально виготовлений двоканальний стимулятор [18]	до виявлення порогу чутливості та больового порогу	100 Гц	4.5 мА
TremUNA програмований стимулятор з віртуальною рукою [19]	100 мс	30 Гц	До виявлення відчуття
Власноруч створений 6-канальний з протезом EN1 Milano [20]	-	20/30/60/100 Гц	-
Стимулятор MaxSense в поєднанні з протезом Michelangelo [21]	200 мкс	100 Гц	Індивідуально, вище порогу чутливості

У дисертації Li, 2015 [13] представлено метод побудови багатоканальної системи стимуляції (рис. 2.1). Архітектура модуля стимуляції включає підсилювальне коло, генератор постійного струму та мостову схему. Підсилювач підвищує напругу сигналу з мікроконтролера, забезпечуючи роботу джерела струму з високою напругою, яке за допомогою двох підсилювачів формує як позитивні, так і негативні імпульси. Мостове коло поєднує ці хвилі в двофазну прямокутну стимуляцію, де амплітуда регулюється опорною напругою, а частота й тривалість імпульсів задаються ШІМ-сигналом з мікроконтролера, при цьому оптопари виконують функції комутаторів і гальванічної розв'язки між елементами.

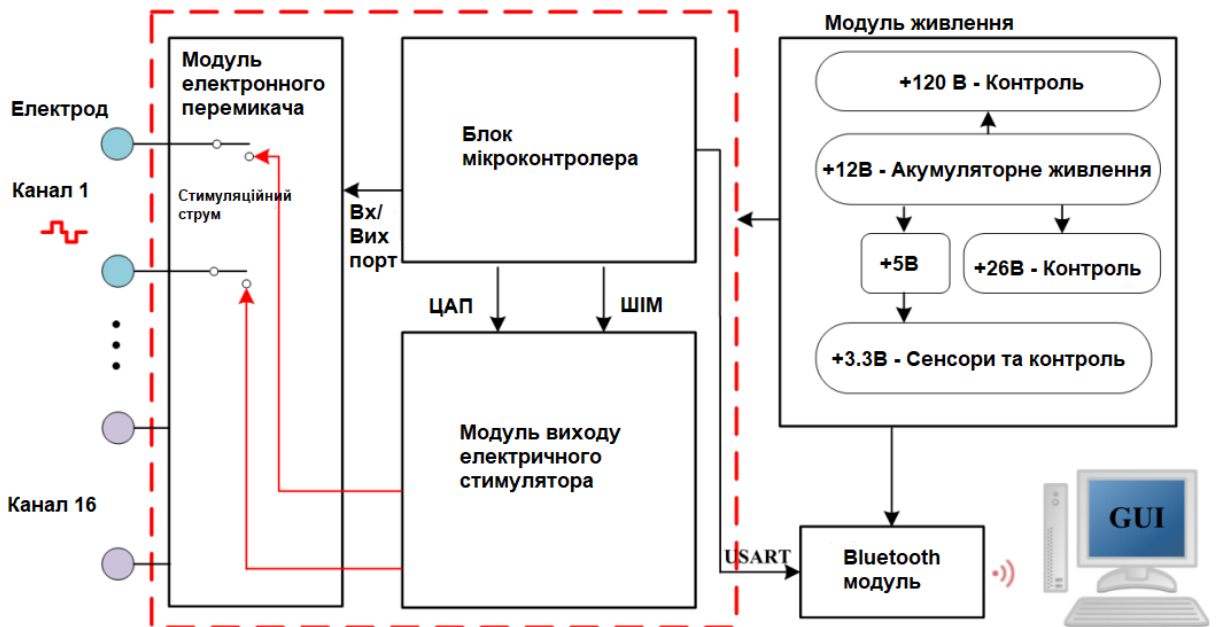


Рисунок 2.1 - Концепт багатоканальної системи електричної стимуляції [13]

Для детальної перевірки було створено схему кодування зворотного зв'язку, яка представлена таблицею 2.2. У ході експериментів встановлено, що при захопленні легкого об'єкта кількість спроб у режимах ВЗЗ та ЕЗЗ була приблизно однаковою. Для середніх і важких об'єктів у відсутності зворотного зв'язку кількість спроб зростала вдвічі, тоді як показники успішності в умовах ЕЗЗ і ВЗЗ значно перевищували цей результат. Крім того, ефективність ЕЗЗ виявилася співставною з ВЗЗ при роботі з легкими та середніми об'єктами й навіть перевищувала її при захопленні важких [13].

Таблиця 2.2. Схема кодування ЕЗЗ

Стимуляційний патерн		Амплітуда	Частота	Тривалість імпульсу
Канал 1	Рівень 1	3/3	10/10	50/180
	Рівень 2	2/2	30/61	50/50
	Рівень 3	2/2	45/62	70/50
Канал 2	Рівень 4	2/3	10/10	40/180

## Продовження таблиці 2.2

	Рівень 5	2/2	25/60	40/50
	Рівень 6	3/2	35/61	60/45
Канал 3	Рівень 7	1/3	10/10	20/160
	Рівень 8	1/2	20/56	20/60
	Рівень 9	1/2	35/58	20/100

У дослідженні Isaković, 2016 [14] було продемонстровано застосування системи MaxSense у поєднанні з протезом руки Michelangelo. Система, що зображена на рисунку 2.2 забезпечувала діапазон ширини імпульсів від 50 до 1000 мкс із кроком 10 мкс, частоту від 1 до 400 Гц з мінімальним кроком у 1 Гц та амплітуду до 5 мА. У проведених випробуваннях використовувалися параметри: частота 20 Гц, ширина імпульсу 220 мкс, а рівень амплітуди для кожного електрода налаштовувався індивідуально для досягнення комфортної стимуляції. Кодування стимуляцій здійснювалося через сусідні електроди із шести можливих рівнів, проте на практиці застосовувалися 2-5 рівні.

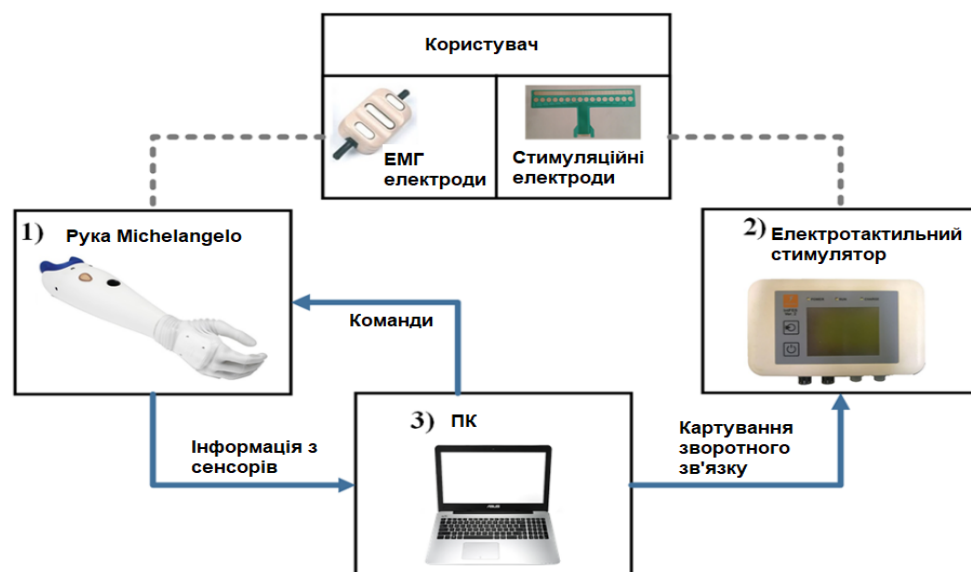


Рисунок 2.2 - Система зворотного зв'язку складається з руки Michelangelo (1), системи електротактильної стимуляції (2) та ноутбука (3) [14]

Психометричні тести показали, що учасники експерименту змогли з високою точністю ( $94 \pm 4\%$ ) розпізнавати набір із шести просторових електротактильних кодів. Отримані результати підтверджують ефективність методу просторового кодування для підвищення точності розпізнавання сенсорного зворотного зв'язку [14].

В експерименті Schweisfurth, 2016 [15] застосовувався стимулятор RehaStim 1, до якого під'єднували чотири концентричні електроди. Електротактильний інтерфейс, продемонстрований на рисунку 2.3, формував вісім варіантів сенсорного зворотного зв'язку завдяки змішаному просторово-частотному кодуванню, де кожен електрод міг активуватися на двох рівнях частоти (25 Гц - відчуття вібрації, 100 Гц - безперервне поколювання). Інтенсивність стимуляції налаштовувалася індивідуально: спершу визначали поріг відчуття при низькій частоті та межу дискомфорту при високій частоті, після чого параметри встановлювалися як 90% ширини імпульсу на рівні порогу дискомфорту. Амплітуда імпульсу початково становила 2 мА з можливим збільшенням, ширина регулювалася кроками по 5 мкс.

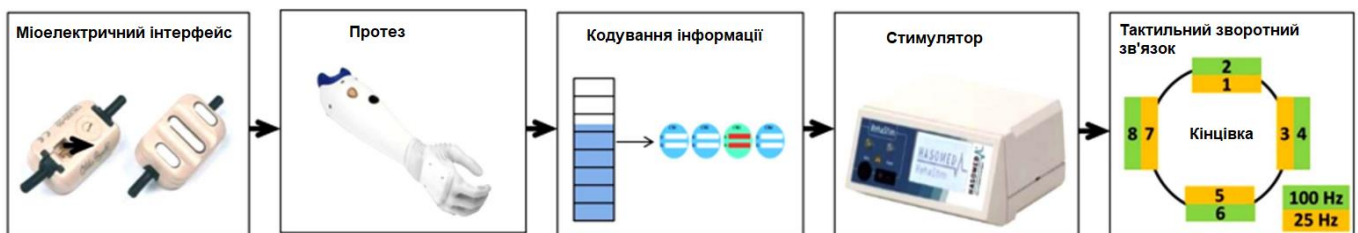


Рисунок 2.3 - Компоненти, що складають експериментальну установку [15]

У тренувальних сесіях учасникам подавалися випадкові комбінації з восьми електротактильних кодів, і вони мали розпізнати відповідний діапазон зворотного зв'язку. Попри обмежену роздільну здатність, метод забезпечує стабільну передачу інформації, а учасники швидко й точно ідентифікували всі вісім кодів, що є важливим для ефективного керування на основі ЕМГ-сигналів [15]. Головним недоліком є розміри та живлення стимулятора, що ускладнює інтеграцію.

У дослідженні Ping, 2015 [16] використовували стимулятор Complex Motion (рисунок 2.4) для визначення нижнього порогу чутливості та максимально комфортних параметрів електростимуляції. Було проведено три серії тестів: у першій варіювали ширину імпульсу при сталих частоті та інтенсивності, у другій змінювали інтенсивність за фіксованих частоти й ширини, а в третій - частоту при постійних амплітуді та ширині.



Рисунок 2.4 - Стимулятор SP 8.0, Complex, Швейцарція

Суб'єкт ледь відчував стимул за мінімальних значень (0,1 мс, 50 Гц, 0,5 мА), чітко сприймав його при ширині понад 5 мс і відчував дискомфорт за інтенсивності понад 3 мА або частоті вище 70 Гц. Оптимальними для безпечного сенсорного зворотного зв'язку виявилися імпульси тривалістю 0,2-5 мс за частоти 45-70 Гц, що підтверджує перспективність нейром'язової електростимуляції як способу відновлення сенсорної інформації та запобігання м'язовій атрофії [16]. Однак невідома взаємодія стимулятора з протезом, що вимагає додаткових перевірок.

У дослідженні Heng, 2015 [17] було створено віртуальну платформу (рис. 2.5) для керування міоелектричним протезом у режимі «людина в циклі» з електротактильним зворотним зв'язком. Дослідники випробували п'ять варіантів:

відсутність зворотного зв'язку, окремо зворотний зв'язок тиску та ковзання, їхню комбінацію тиск і ковзання, а також зоровий зворотний зв'язок. Для стимуляції застосовували прямокутні монофазні імпульси силою 1,5 мА.

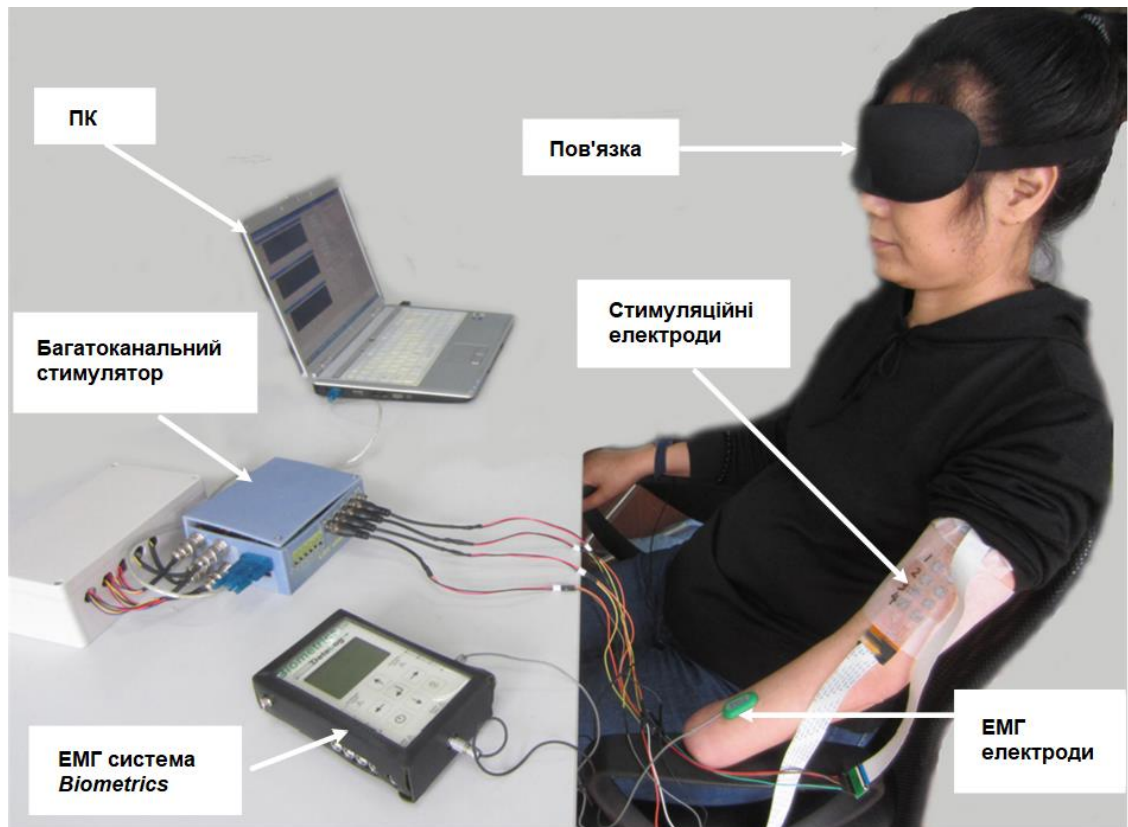


Рисунок 2.5 - Експериментальна установка чотирьохканальної системи [17]

У режимі зворотного зв'язку тиску частота становила 100 Гц, а ширину імпульсу змінювали від 0 до 500 мкс, що спричиняло пропорційне посилення відчуття тиску. Водночас зворотний зв'язок ковзання формували, варіюючи інтервал між активацією двох каналів: чим коротший інтервал, тим швидше випробовувані відчували рух ковзання, тоді як інші параметри стимуляції залишалися незмінними. Результати показали, що додавання лише зворотного зв'язку тиску не давало суттєвого ефекту, тоді як поєднання тиску та ковзання помітно прискорювало захоплення предметів, а ізолюваний зворотний зв'язок ковзання забезпечував стабільніше їх утримання [17]. Автор вказує на доцільність мінітюаризації системи та тестуванні з реальним протезом.

Kyunghwan, 2016 та ін. [18] представили метод двоканальної переривчастої стимуляції, що представлено на рисунку 2.6, який відрізняється від одночасної

подачею імпульсів по черзі в кожен канал. Для цього використовували п'ять основних параметрів: частоту, ширину та амплітуду імпульсу, а також період і тривалість стимуляції. Частота 100 Гц забезпечувала відчуття тиску, інтенсивність якого залежала від ширини імпульсу, що дозволяло відтворювати силу захвату кожного пальця протеза. Період імпульсу визначали на рівні не менше 2 Гц (максимум 0,5 с), а тривалість обмежували половиною цього періоду, щоб виключити накладання сигналів. Для запобігання залишковим відчуттям між каналами додавали інтервал, який відтермінував наступний стимул до повного згасання попереднього.

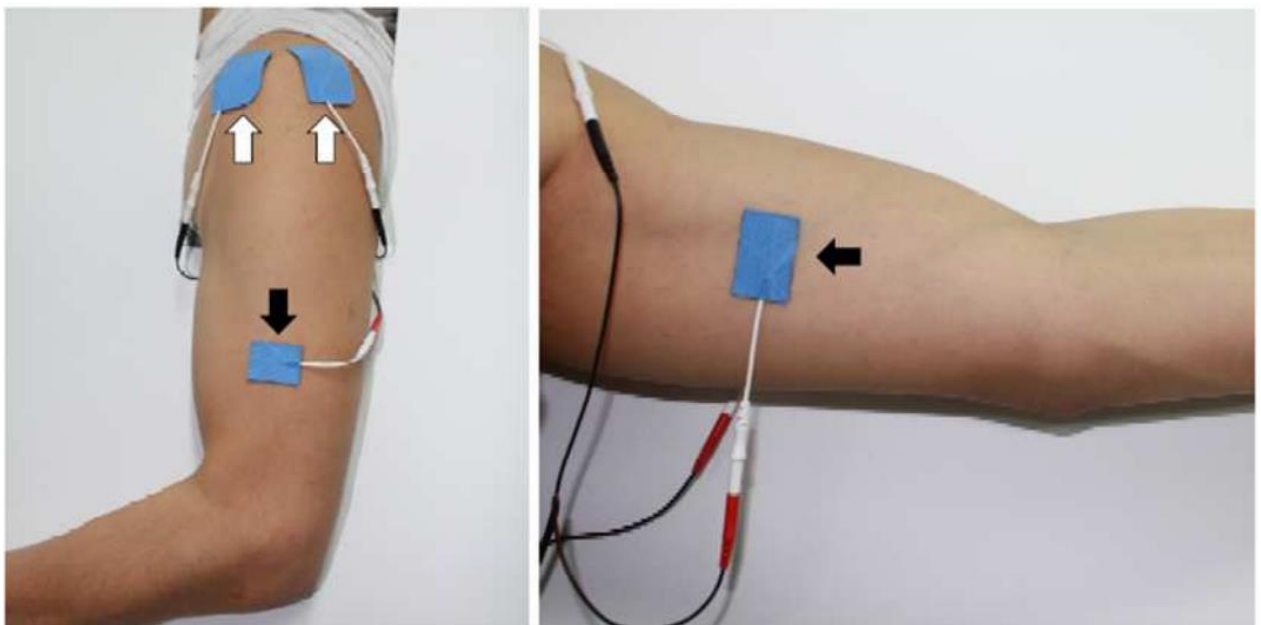


Рисунок 2.6 - Розташування електродів для кодування відчуття пальців [18]

Під час тестування для двох учасників оптимальним виявився період 0,4 с і співвідношення тривалості імпульсу до інтервалу 1:1. Стимуляція 100 Гц викликала відчуття постійного тиску, а додаткові «зміщені» імпульси створювали відчуття постукування, що дозволяло одночасно кодувати стан великого пальця. Ці імпульси зі зміщенням (2 мА) фактично виконували роль віртуального третього каналу, надаючи триканальний сенсорний зворотний зв'язок за допомогою лише двох електродів. Перед експериментом для кожного каналу індивідуально визначали пороги чутливості та болю, поступово збільшуючи ширину імпульсу при фіксованих 100 Гц і 4,5 мА.

Дослідники зазначають, що передача більш ніж трьох незалежних сенсорних змінних створює значне когнітивне навантаження та ускладнює розпізнавання сигналів. Крім того, сильний стимул в одному каналі може маскувати слабший сигнал в іншому. Збільшення міжканального інтервалу, навпаки, підвищує точність незалежного сприйняття завдяки кращому розділенню у часі стимуляцій двох каналів [18].

ЕЗЗ реалізували багатоканальним програмованим стимулятором з контрольованим струмом, який мав вісім незалежних каналів із можливістю регулювання частоти, ширини та амплітуди імпульсів у режимі реального часу через прості текстові команди. У дослідженні використовували лише чотири канали, відповідні чотирьом ступеням свободи руху, необхідним для завдань із рухами пальців та захоплення. Стимулятор генерував двофазні імпульси з компенсацією заряду та передавав дані на ПК через USB, а чотири концентричні електроди (рис. 2.7) розташовували на протилежному передпліччі, щоб уникнути перешкод під час ЕМГ-запису.



Рисунок 2.7 - Відповідність між електродами та забезпечення зворотного зв'язку для керування пальцями та захопленням [19]

Зворотний зв'язок кодували за частотою, при сталих амплітуді та ширині імпульсів, її лінійно змінювали від 5 до 30 Гц пропорційно рівню згинання, індивідуально підбираючи параметри для комфортного відчуття без дискомфорту. Психометричні випробування показали, що учасники впевнено розрізняли схеми стимуляції для окремих пальців ( $94 \pm 9 \%$ ) і типів захоплення ( $79 \pm 13 \%$ ). У віртуальних експериментах з ідеальною рукою замкнене керування на основі візуального зворотного зв'язку забезпечувало найвищу точність, тоді як електротактильний перевершував режим без зворотного зв'язку, що підтвердило його ефективність і під час випробувань із реальною протезною рукою DLR-NIT [19]. Стимуляційні електроди розташовувались колатерально відносно ЕМГ електродів, тоді як в реальних протезах вони мають знаходитись поруч і тому стимуляція буде створювати завади для запису сенсорів.

Для передачі тактильної інформації від комп'ютера користувачу була створена бездротова система електротактильного зворотного зв'язку TENS (рис. 2.8), що забезпечує шість каналів стимуляції шкіри з регульованою частотою та інтенсивністю. Система складається з USB-передавача, який бездротово надсилає дані до шести приймачів TENS, що перетворюють сигнали на електричні імпульси і подають їх на електроди, прикріплені до шкіри користувача.

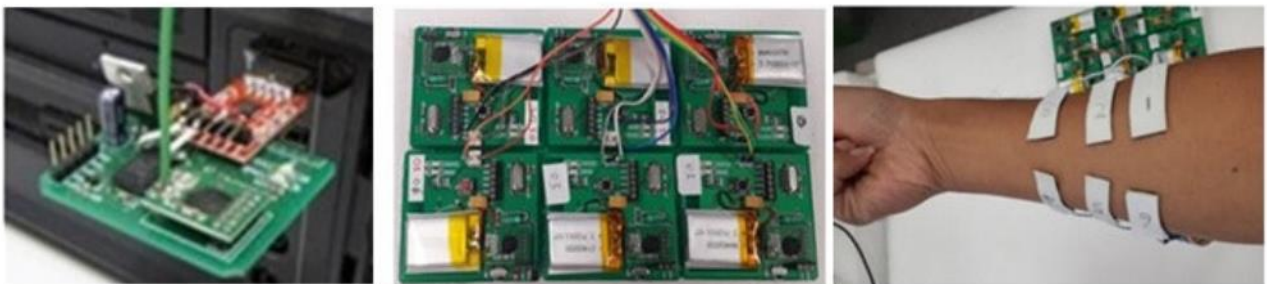


Рисунок 2.8 - Система TENS для зворотного зв'язку [20]

Кожен робочий палець EN1 обладнаний трьома датчиками сили, для яких призначені окремі частоти стимуляції: дистальна фаланга - 100 Гц, середня - 60 Гц, проксимальна - 30 Гц, а долоня - 20 Гц, при цьому подається стимул лише від датчика з найбільшою прикладеною силою. Інтенсивність імпульсів на кожен електрод TENS пропорційна величині сили та розподілена на чотири рівні -

нульовий, легкий, середній та високий. Інтерфейс користувача дозволяє регулювати максимальний стимул для пальців і долоні, а також відслідковувати необроблені дані датчиків і параметри стимуляції, включно з частотою та інтенсивністю імпульсів [20]. Протестованість лише на здорових користувачах і відсутність інформації про параметри стимуляції ускладнюють розвиток даного дослідження.

Система електротактильної стимуляції, що показана на рисунку 2.9, складається з одноканального стимулятора, мультиплексора та багатоконтактних електродів, які дозволяють гнучко регулювати параметри імпульсу (амплітуду, ширину, стан каналу) для реалізації різних схем кодування, тоді як частота встановлюється глобально для всіх каналів. Стимулятор MaxSens генерує двофазні імпульси з контрольованим струмом (50-1000 мкс, 1-400 Гц, 0,1-5 мА) і підключається через мультиплексор до 16 електродів, синхронізуючи стимуляцію з рухами протеза Michelangelo Hand за допомогою даних датчиків суглобів і сили.

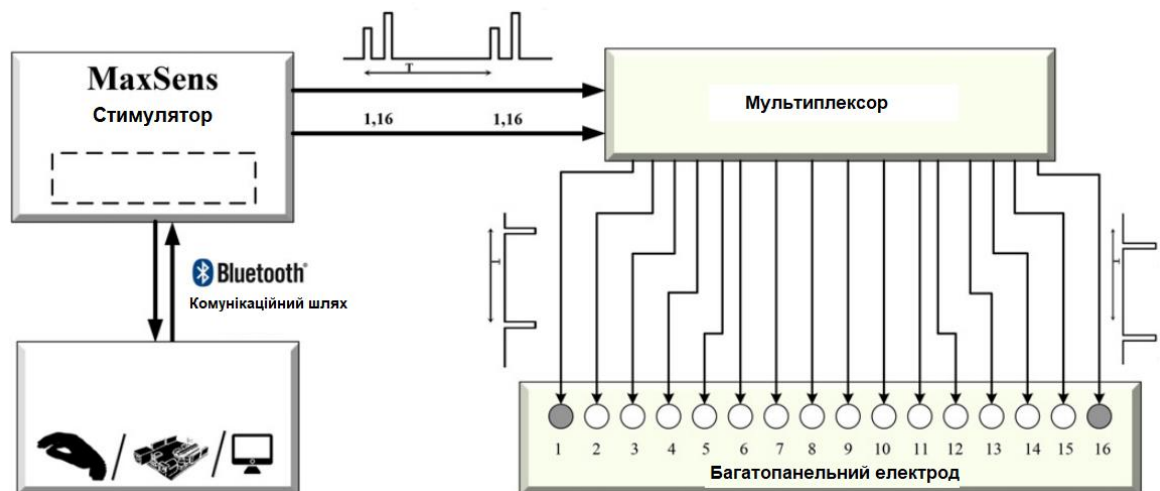


Рисунок 2.9 - Блок-схема розробленої системи електротактильної стимуляції [21]

У програмі визначено вісім патернів для чотирьох ступенів свободи протеза з просторовим кодуванням рухів та модуляцією параметрів для інтенсивності, при цьому для кожного електрода налаштовується індивідуальна амплітуда та ширина імпульсу для чітких, локалізованих і комфортних відчуттів. Тести показали, що оптимальні параметри для точного сприйняття - ширина 100-200 мкс і частота 50-100 Гц, а ампутовані користувачі послідовно розрізняли представлені динамічні

моделі незалежно від індивідуальних характеристик [21]. Автором вказана відсутність інтеграції в протез, крім того, необхідні дослідження перевірки динамічних моделей (керування як зворотним зв'язком, так і протезом).

## **2.2 Технічне завдання на розробку**

Дослідження, перераховані вище, роблять внесок у вдосконалення систем зворотного зв'язку, але не вирішують проблему повноцінно. Хоча немає усталеного рішення щодо повноцінного виробництва стимуляторів для зворотного зв'язку, але варто враховувати головні ключові фактори.

У більшості робіт використовувалися стаціонарні або малорухомі системи стимуляції, що суттєво обмежує мобільність користувачів протезів кінцівок. Сучасні системи зворотного зв'язку мають бути компактними, носимими, мати власні джерела живлення для роботи протягом тривалого часу без підзарядки.

Критичним аспектом є мінімізація затримки між сенсорами протеза (наприклад, тензодатчиками сили, інерційними модулями або тактильними сенсорами) та блоком стимуляції. Це забезпечує природніше відчуття сили захвату, положення протеза та взаємодію із зовнішнім середовищем.

Розробка стимулятора повинна базуватися на доступних, але надійних компонентах, здатних генерувати контрольовані параметри стимуляції - зокрема, напругу, частоту та тривалість імпульсів. Модульний підхід до побудови протезу дозволяє додатково оптимізувати конструкцію.

Ефективність протезування не обмежується апаратною складовою - вона критично залежить від програм навчання. Співпраця з реабілітологами, використання нейропластичних методик та включення поступового тренування керування протезом дозволяють сформувати сенсорну заміну. Додатково важливими є психологічна підтримка та поступове збільшення навантаження, що дає змогу користувачу відчувати контроль і впевненість у використанні системи.

Оскільки характер ушкоджень кінцівок істотно різниться, система зворотного зв'язку повинна бути адаптивною: амплітуда, частота, форма імпульсу

мають підбиратися індивідуально. Персоналізована стимуляція залишкової кукси є критично важливою для формування адекватних сенсорних відчуттів.

Аналіз недоліків раніше представлених систем електротактильного зворотного зв'язку дозволяє сформулювати чіткі технічні вимоги до стимулятора, які визначають його функціональність та безпеку. Основна мета полягає у забезпеченні керованої, стабільної та комфортної стимуляції, яка буде адаптована до індивідуальних особливостей користувача. Для цього необхідно врахувати такі ключові параметри:

Тривалість імпульсу до 500 мкс:

Цей показник визначає характер впливу сигналу на нервові закінчення. Можливість регулювання тривалості імпульсу дозволяє підбирати інтенсивність відчуття залежно від чутливості користувача, покращуючи точність передавання сенсорної інформації та зменшуючи дискомфорт.

Частота стимуляції до 100 Гц:

Частота визначає, як мозок інтерпретує сигнал - від розрізнення імпульсів до суцільної вібрації. Діапазон до 100 Гц охоплює оптимальні значення, які попередні дослідження визначили як комфортні для більшості користувачів, забезпечуючи розпізнавання різної інформації.

Амплітуда струму до 2 мА:

Контрольована амплітуда є критично важливою для визначення індивідуального сенсорного порогу. Система забезпечує появу чітких відчуттів без болю чи ризику подразнення тканин, що особливо важливо для залишкової кінцівки.

Форма сигналу двофазний імпульс:

Застосування двофазної форми дозволяє уникнути накопичення заряду в тканинах, що запобігає електрохімічним ушкодженням та забезпечує довготривалу безпечну експлуатацію стимулятора.

## **Висновок до розділу 2**

У даному розділі розглянуто існуючі дослідження електротактильного зворотного зв'язку з метою розробки технічного завдання. Ключовими характеристиками, яким має відповідати система є інтеграція з протезом та його сенсорами, невеликі габарити та ергономіка, модульність та компонентна база є легкодоступними для ремонту та заміни, адаптивність системи під користувача та його навчання. Аналіз показав, що попри значний прогрес у цій сфері, наявні рішення не забезпечують повної інтеграції зі штучними кінцівками і здебільшого залишаються лабораторними прототипами без можливості широкого застосування. На основі виявлених недоліків було визначено ключові параметри, яким має відповідати майбутній стимулятор: тривалість імпульсу до 500 мкс, частота до 100 Гц, амплітуда струму до 2 мА та використання двофазної форми сигналу для запобігання пошкодженню тканин. Ці характеристики формують основу для створення безпечної, керованої та адаптивної сенсорної системи.

## РОЗДІЛ 3

### СТВОРЕННЯ ФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ СТИМУЛЯТОРА

#### 3.1 Вибір компонентів для розроблюваного стимулятора

На рисунку 3.1 представлена блок-схема розроблюваного стимулятора. Основними компонентами є перетворювачі, мікроконтролер та Н-міст. Розглянемо кожен компонент детальніше.



Рисунок 3.1 Блок схема стимулятора

Для генерування двофазної стимуляційної синусоїди використовується мікроконтролер ESP32 C3 Super Mini (рис. 3.2) від Espressif company. Дана модель виділяється такими характеристиками [22]:

32-бітний процесор з тактовою частотою до 160 МГц.

Протоколи IEEE 802.11b /g/n WiFi та Bluetooth 5.

Вбудована флеш-пам'ять 4 МБ, 400 кб SRAM, 384 кб ROM.

11 входів/виходів загального призначення, що підтримують інтерфейси широтно-імпульсної модуляції, UART, I2C та SPI.

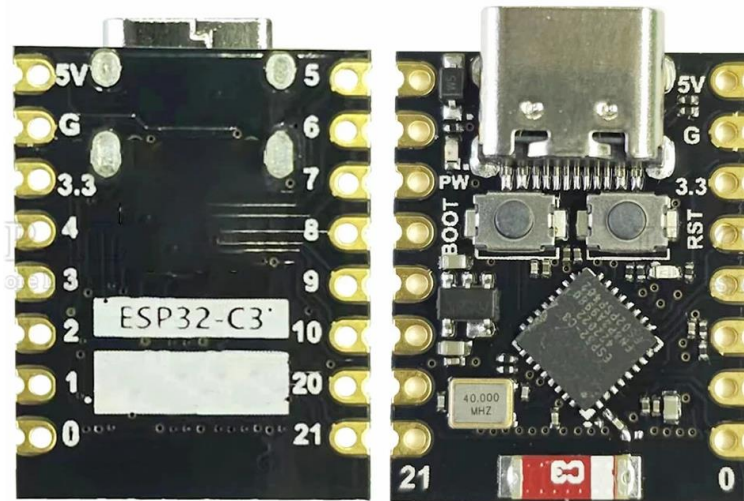


Рисунок 3.2 - Вигляд компонентів мікроконтролера ESP32 C3 Super Mini  
 Якщо порівнювати ESP32 C3 Super Mini з найближчим аналогом Arduino Nano, то перший має ряд переваг:

1. Esp32 має на порядок більшу обчислювальну здатність, ніж у аналога.
2. RAM і флеш-пам'ять кратно перевищують значення Nano.
3. Модулі Wi-Fi та Bluetooth є дуже важливим компонентом для безпроводної передачі даних.
4. Габарити ESP32 всього 22x18 mm, що є критично важливо для компактних схем.
5. Режим глибокого сну дає можливість економити заряд батареї у мобільних застосуваннях, що є дуже необхідним для роботи в стимуляторі.

Для живлення всієї схеми використовується модуль IP5310, що показаний на рисунку 3.3. IP5310 - це багатофункціональний зарядний пристрій для зовнішніх акумуляторів та портативних зарядних пристроїв, що інтегрує синхронний зарядний пристрій 3 А, підсилювач напруги 5 В/3,1 А, систему управління літій-іонним акумулятором та контролер стану заряду із вбудованим протоколом Туре-С. Його підвищувальний перетворювач забезпечує ефективність до 93% і автоматично переходить у режим очікування, а зарядний пристрій забезпечує струм 3 А з ефективністю до 92% і адаптивним керуванням на основі температури та вхідної напруги. Пристрій підтримує порти Туре-С (3 А) і Мікро-В (2 А),

протокол BC1.2, кілька напруг акумулятора (4,20 В/4,35 В/4,40 В) і тепловий захист на основі NTC [24].

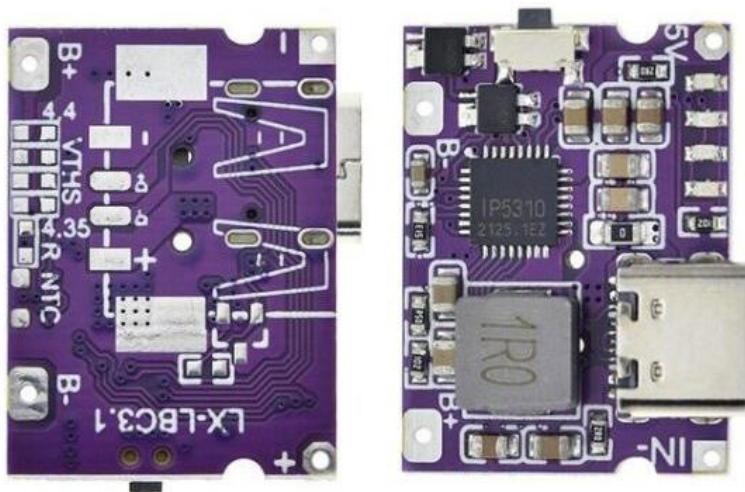


Рисунок 3.3 - Інтегрована система-на-чипі IP5310 з зарядним пристроєм 3А

Проте для подолання опору шкіри при стимуляції потрібно більші значення, тому DC/DC підвищуючий перетворювач XL6009E1 використано в схемі.

Регулятор XL6009, який продемонстровано на рисунку 3.4, це багатофункціональний DC/DC перетворювач зі струмовим керуванням і діапазоном вхідної напруги 5-32 В, який може формувати додатні або від'ємні вихідні напруги в режимах boost, flyback, SEPIC чи інверсії. Він оснащений вбудованим N-канальним MOSFET, генератором на 400 кГц, підтримує комутаційний струм до 4 А та забезпечує ККД до 94 %. Пристрій має функції плавного запуску, обмеження струму, теплового вимкнення й вимкнення за TTL-сигналом [23].

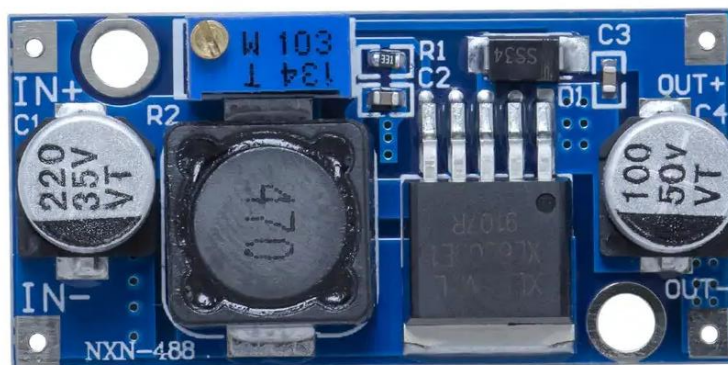


Рисунок 3.4 - Підвищувальний перетворювач XL6009E1

Двофазний сигнал можна створити кількома способами, але в нашому випадку використаємо Н-мостову схему, яка представлена модулем DRV8871.

DRV8871 це драйвер двигуна постійного струму з Н-мостом (рис. 3.5) з чотирьох N-канальних MOSFET, який підтримує двонаправлене керування та пікові струми до 3,6 А. Два логічні входи дозволяють здійснювати керування швидкістю за допомогою ШІМ та вибір режиму спаду струму, а вдосконалена схема регулювання встановлює обмеження струму за допомогою стандартного резистора низької потужності. Пристрій пропонує енергоефективний режим сну та вбудований захист від недонапруги, перенапруги та теплових несправностей з автоматичним відновленням [25].

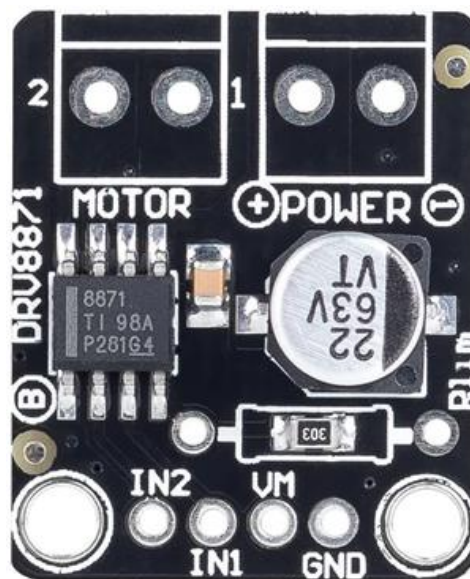


Рисунок 3.5 - Модуль драйвера двигуна постійного струму DRV8871

### 3.2 Принцип роботи схеми

На рисунку 3.6 зображено з'єднані в єдину схему компоненти стимулятора для створення двофазної хвилі стимуляції.

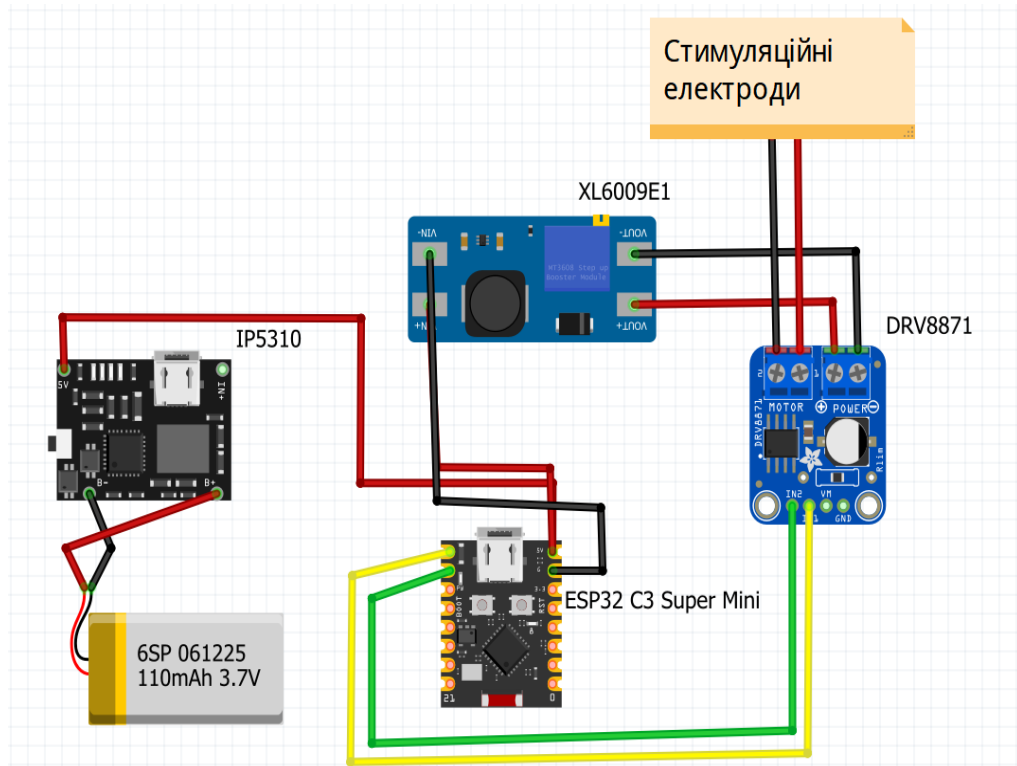


Рисунок 3.6 - Схема стимулятора в середовищі Fritzing

Для живлення системи було обрано модуль IP5310, який дозволяє отримувати стабільні 5 В із літій-іонного акумулятора номіналом 3,7 В. Таке рішення є компактним і універсальним, оскільки акумулятор можна заряджати безпосередньо в пристрої та використовувати його енергію для живлення усіх компонентів стимулятора, включно з мікроконтролером та силовою частиною. Проте забезпечення роботи лише контролера недостатнє - необхідно сформувати стимуляційний струм і напругу, які відповідатимуть електрофізіологічним параметрам, визначеним у розділі 2.

Оскільки імпеданс шкіри людини може значно коливатися, реальна напруга для крізьшкірної стимуляції повинна компенсувати цей опір. Якщо взяти типовий опір електрод-шкіра на рівні приблизно 10 кОм і необхідний струм у діапазоні 2-3 мА, то система повинна забезпечувати вихідну напругу близько 20-30 В. Для досягнення такого значення використано підвищуючий DC-DC перетворювач XL6009E1, який, хоча й має неповний ККД, здатен стабільно формувати необхідний рівень напруги для стимуляції.

Підвищена напруга подається на драйвер мотора, що виконує ключову функцію - перетворює монофазний стимуляційний сигнал у двофазний. Це необхідно для уникнення електрохімічних реакцій на електродах і забезпечення безпечної біполярної стимуляції. Схема Н-моста, реалізована в драйвері, змінює полярність сигналу відповідно до двійкових команд керування, поданих на входи IN1 та IN2. Як описано в таблиці 3.1, формування позитивної полярності відбувається при  $IN1=0$  та  $IN2=1$ , тоді як інверсія сигналу до негативної забезпечується встановленням  $IN1=1$  та  $IN2=0$ . Вихідний диференціальний сигнал знімається між контактами OUT1 та OUT2 і використовується для стимуляції тканин.

Таблиця 3.1 Логіка управління Н-мостом драйверного модуля DRV8871

In1	In2	Out1	Out2	Опис
0	0	Високий опір	Високий опір	Міст відключено
0	1	НИЗЬКИЙ	ВИСОКИЙ	Позитивний вихідний сигнал
1	0	ВИСОКИЙ	НИЗЬКИЙ	Негативний вихідний сигнал
1	1	НИЗЬКИЙ	НИЗЬКИЙ	Режим спадання струму

### 3.3 Збірка прототипа системи

Початковий етап складання системи передбачає з'єднання всіх компонентів та надійне припаювання контактів відповідно до електричної схеми. Важливо виконувати процес монтажу обережно, оскільки надмірне нагрівання під час пайки може пошкодити мікроконтролер або інші модулі, що призведе до їх некоректної роботи чи повної відмови. На рисунку 3.7 представлено головний вузол системи - центральний мікроконтролер, який забезпечує координацію всіх периферійних елементів та формує керуючі сигнали для двофазної електростимуляції. Саме він відповідатиме за генерування необхідних параметрів імпульсів та синхронізацію з іншими компонентами.

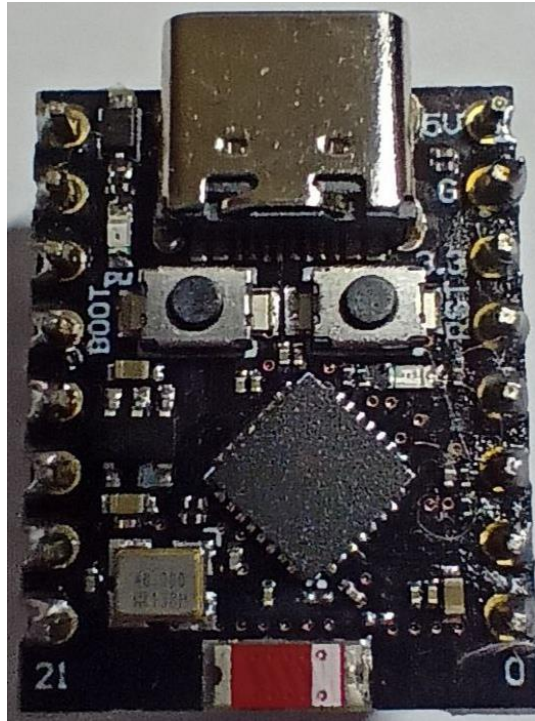


Рисунок 3.7 - Припаяні контакти до ESP32 C3 Super Mini

Максимальний струм комутації модуля XL6009E1 досягає 4 А, тому для його стабільної роботи необхідно використовувати провідники з достатнім перерізом та якісною ізоляцією, здатні витримувати такі навантаження без перегрівання. Надто тонкі дроти можуть викликати пошкодження модуля або інших елементів системи. На рисунку 3.8 показано XL6009E1 - підвищуючий DC-DC перетворювач, який відіграє ключову роль у формуванні необхідної напруги для роботи Н-мосту.

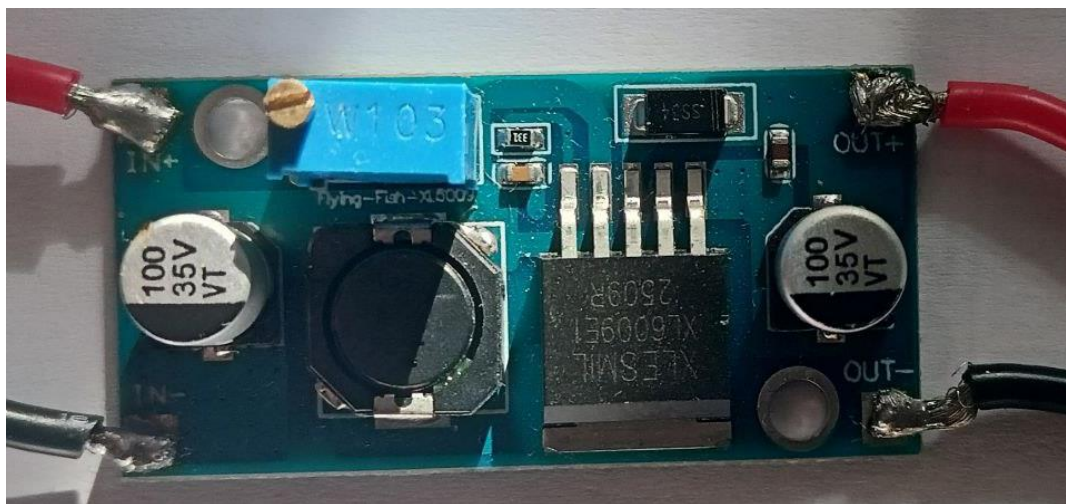


Рисунок 3.8 - Модуль XL6009E1 з дротами

Високе навантаження в системі також стосується модуля DRV8871, робочий струм якого може досягати 3,6 А, що вимагає використання надійних провідників та зменшення паразитних опорів у колі (рис. 3.9). На рисунку 3.10 наведено виводи модуля, серед яких використовуються сигнальні контакти для керування полярністю вихідного сигналу та клеми для підключення навантаження. Живлення DRV8871 повинно знаходитись у межах від 6,5 В до 45 В, що дозволяє застосовувати його у схемах із підвищеною напругою, необхідною для крізьшкірної електростимуляції. Попри наявність заводських механізмів захисту від недонапруги, перенапруги та перегріву, критично важливо дотримуватися рекомендованих умов експлуатації.

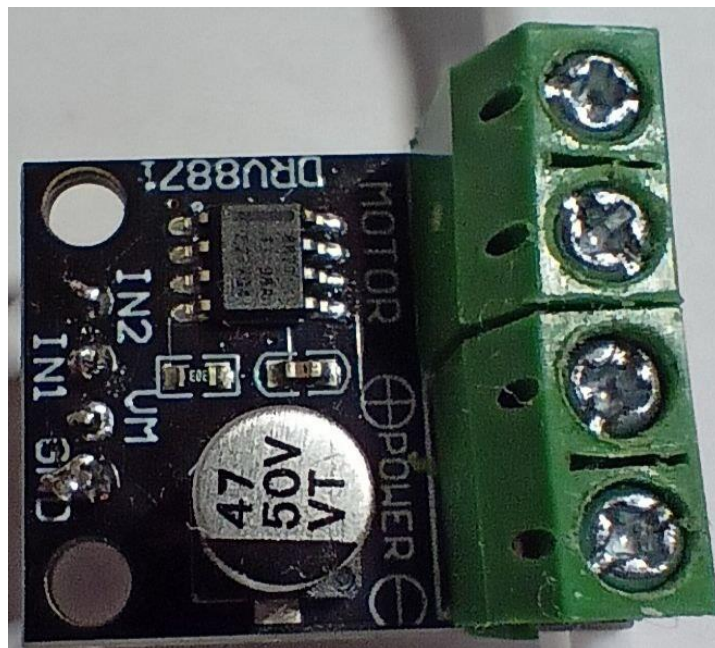


Рисунок 3.9 - DRV8871 з припаяним клемником

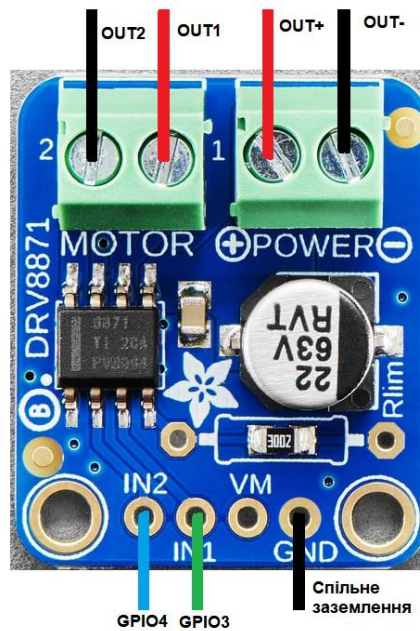


Рисунок 3.10 - Підключення контактів до драйвера DC двигунів DRV8871

На рисунку 3.11 представлено початковий етап проєктування повної системи, де всі компоненти змонтовані на макетній платі. Таке розташування дозволяє легко змінювати активні контакти, підключати або відключати окремі модулі та тестувати різні конфігурації схеми.

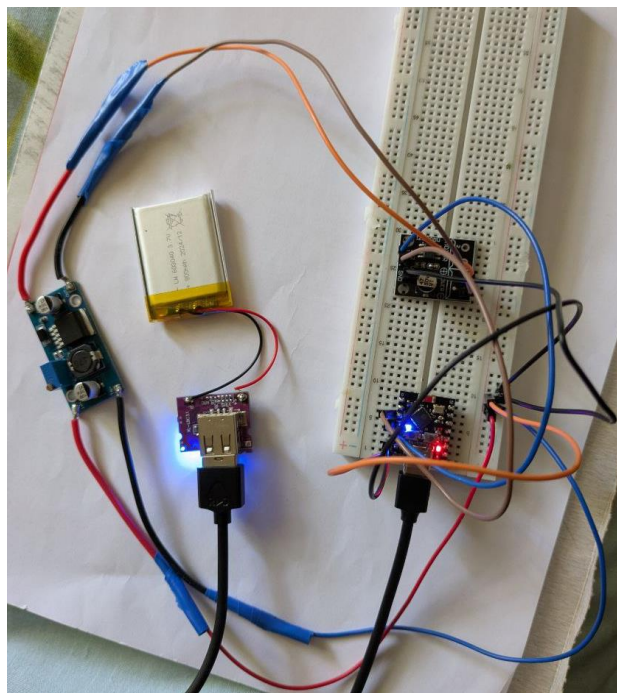


Рисунок 3.11 - Система зібрана на макетній платі

В даному випадку використані контакти GPIO3 та GPIO4 (рис. 3.12), які одночасно можуть бути як аналоговими так і цифровими. Вони також підтримують широтно-імпульсну модуляцію, не впливають на режим завантаження пристрою, не пов'язані з флеш-пам'яттю або PSRAM, не призначений для USB або JTAG, і їх можна вільно призначати без внутрішніх конфліктів.

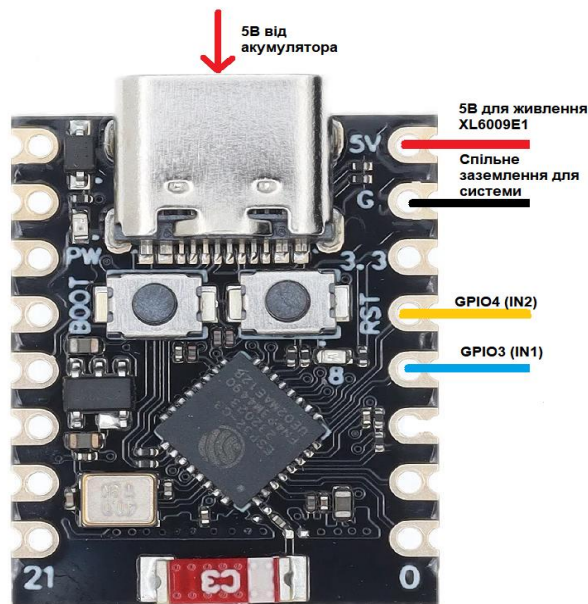


Рисунок 3.12 - Контакти ESP32 C3 Super Mini, що будуть використані

З модуля ESP32 C3 Super Mini забезпечується напруга 5 В, яка надходить на підвищувальний перетворювач XL6009E1. На рисунку 3.13 показано, що між контактами IN+ та IN- підтримується стабільна напруга 5 В. Це критично важливо, оскільки, згідно зі специфікацією XL6009E1, мінімальна робоча напруга для коректної роботи модуля становить 5 В.

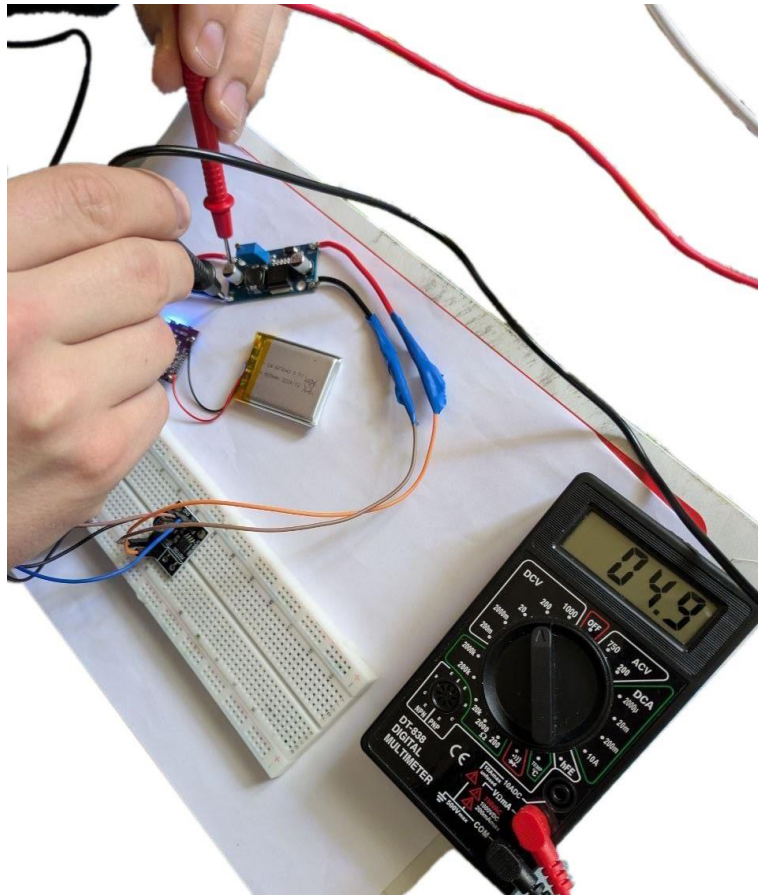


Рисунок 3.13 - Покази мультиметра при вимірюванні вхідної напруги на модулі XL6009E1

На виході ж отримуємо орієнтовно 36 В, щоб забезпечити напругу для стимуляції. Після регулювання вбудованого потенціометра, на рисунку 3.14 спостерігаємо відповідну напругу між OUT+ та OUT-. Значення 36 В не є еталонним і може бути зменшено до 20 В. Для стимуляції напругою потрібно варіювати значення між OUT+ та OUT- для кожного користувача і також враховувати програмований мікроконтролер, з якого отримуємо частоту і інші параметри стимуляції.

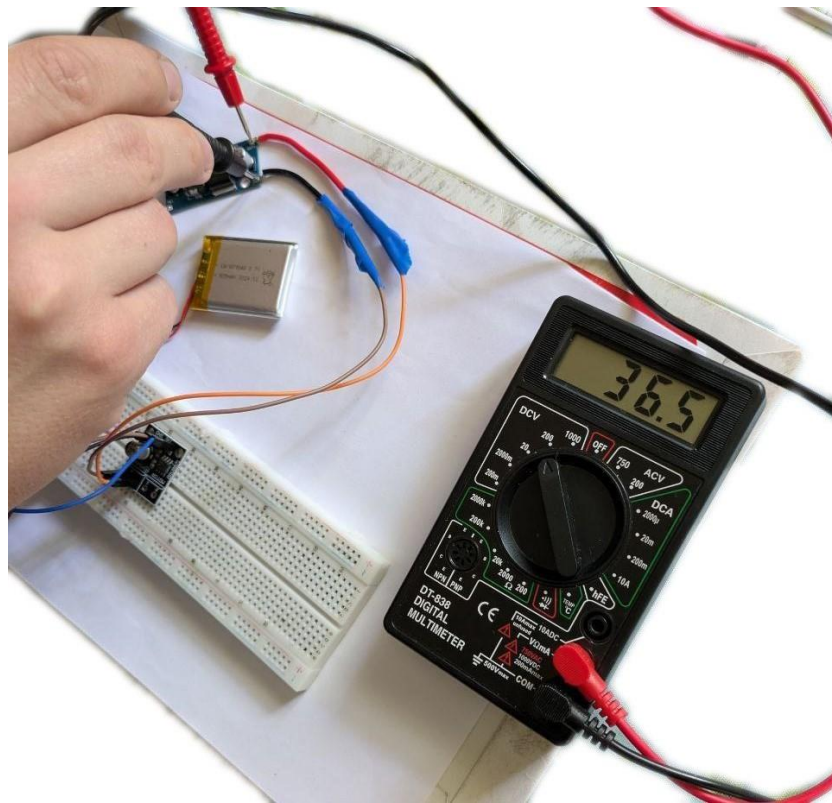


Рисунок 3.14 - Вихідна напруга модуля XL6009E1

На наступному етапі проєктування всі модулі та компоненти були припаяні до макетної плати, як показано на рисунку 3.15. Електроди системи мають модульну конструкцію, що дозволяє змінювати їх для точного і комфортного стимулювання шкіри користувача. Рисунок демонструє можливість адаптації джерела живлення відповідно до вимог застосування: для активної роботи з протезом можна використовувати вбудований акумулятор, а для ситуацій із низькою потребою у струмі, наприклад, при статичному утриманні предметів, зручно застосовувати зовнішній акумулятор, розташований у сумочці поруч із протезом. Такий підхід підвищує універсальність системи та дозволяє оптимізувати енергоспоживання, одночасно зберігаючи компактність і мобільність пристрою.

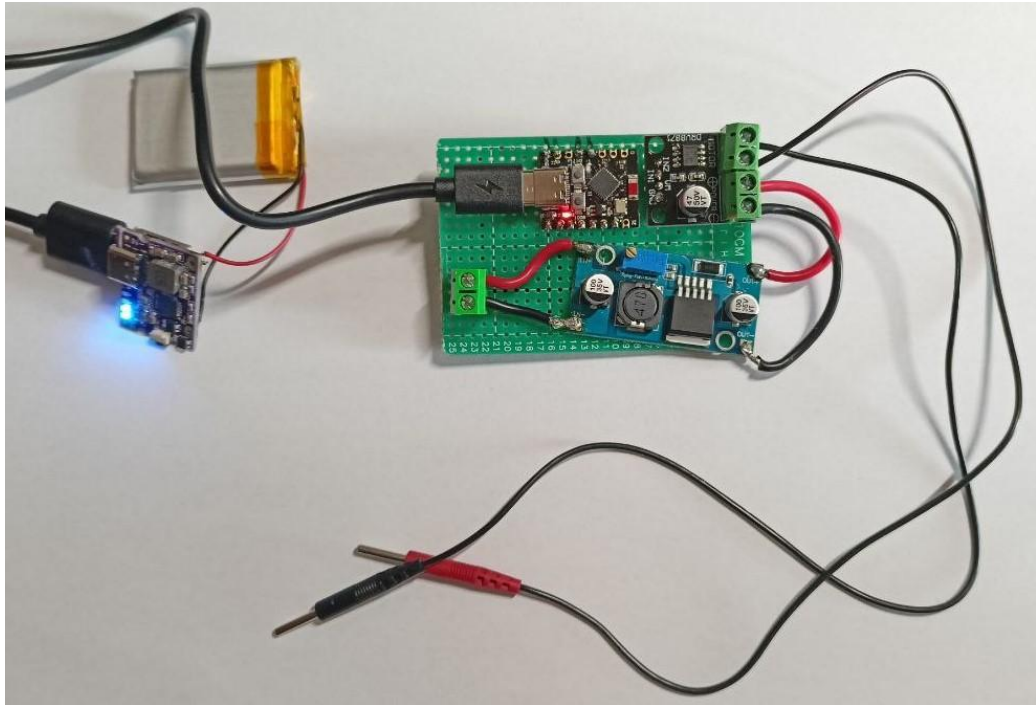


Рисунок 3.15 - Вигляд зібраної системи на макетні платі для пайки

### 3.4 Програмування мікроконтролера та тестування системи

Програмування мікроконтролера здійснюється за допомогою програмного середовища Arduino IDE. Оскільки воно призначене для мікроконтролерів Arduino, то потрібно встановити додаткову бібліотеку для роботи з мікроконтролерами ESP. В налаштуваннях Arduino IDE потрібно додати інформацію для плат компанії Espressif, як це зображено на рисунку 3.16.

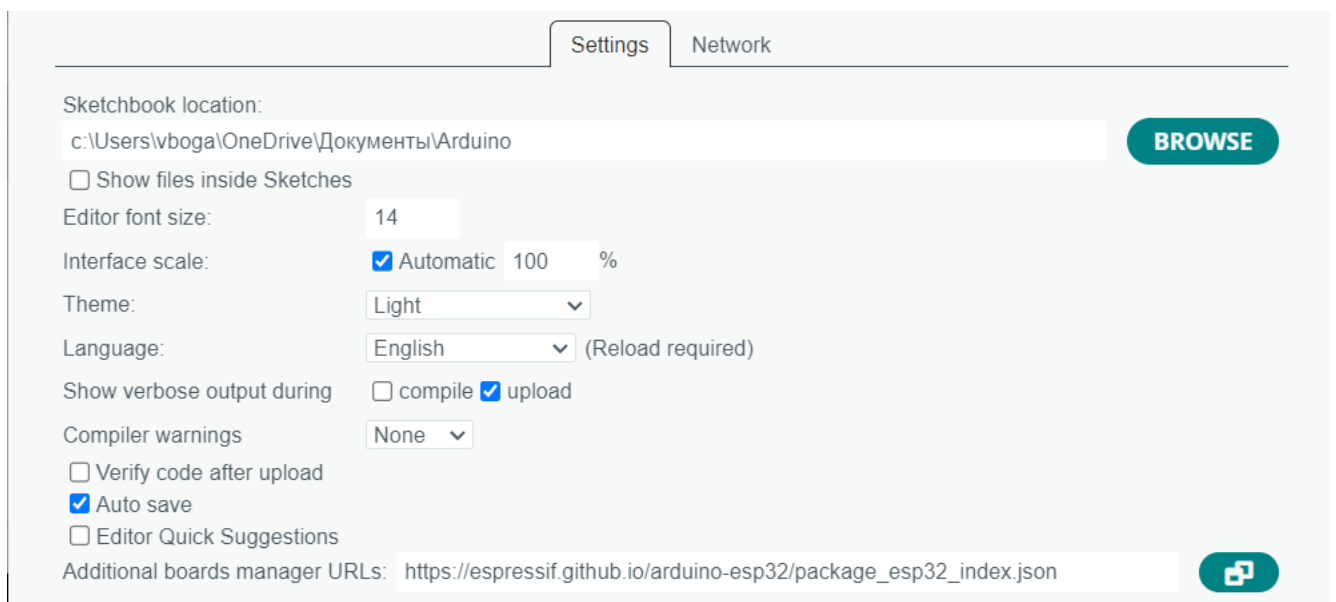


Рисунок 3.16 - Налаштування мікроконтролерів ESP в середовищі Arduino IDE

Після цього потрібно обрати правильні налаштування обраного мікроконтролера (рис. 3.17), оскільки від початкового налаштування залежить подальша експлуатація стимулятора.

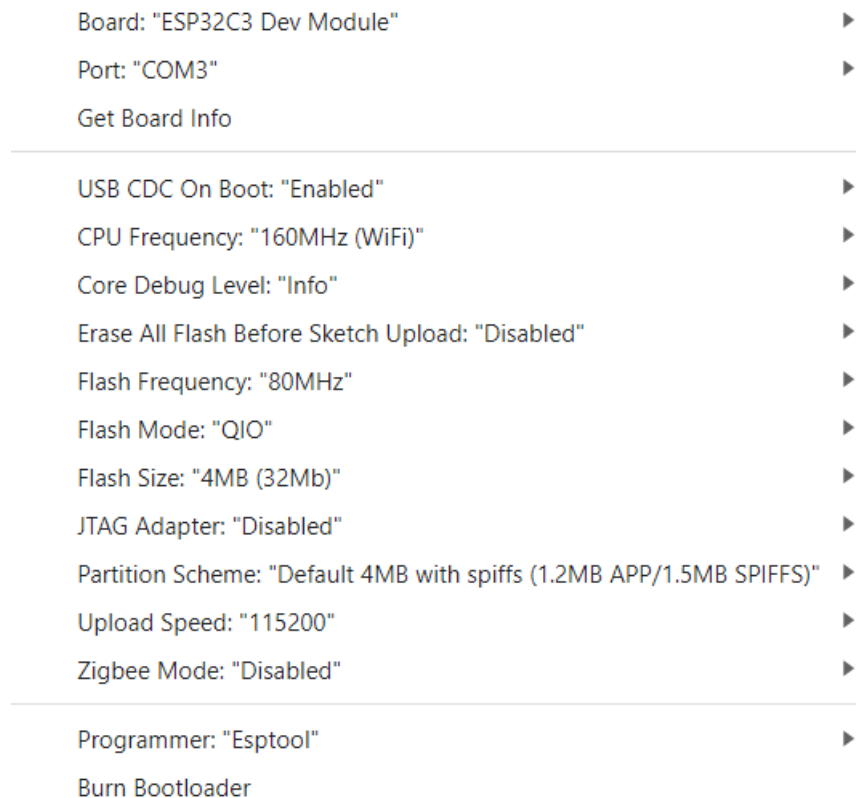


Рисунок 3.17 - Базові налаштування мікроконтролера ESP32 C3 Super Mini в програмному середовищі Arduino IDE

### 3.5 Розташування електродів стимуляції

Значну частину ампутацій верхньої кінцівки складають трансрадіальні, коли можна керувати протезом за допомогою міографічних сигналів з біцепса або іншого частково збереженого м'яза.

Враховуючи це, стимуляційні електроди варто розташувати на трицепсі, як показано на рисунку 3.18, щоб уникнути пересікання сигналів ЕМГ та стимуляції. Для покращення тестування створено спеціальну манжету, куди будуть закріплюватись електроди. Можливе використання електродів різного формату, але в даному випадку будуть електроди у формі тупої голки.

Їх розташування має бути щільно одне до одного, як показано на рисунку 3.19, щоб передавати саме двофазний сигнал.

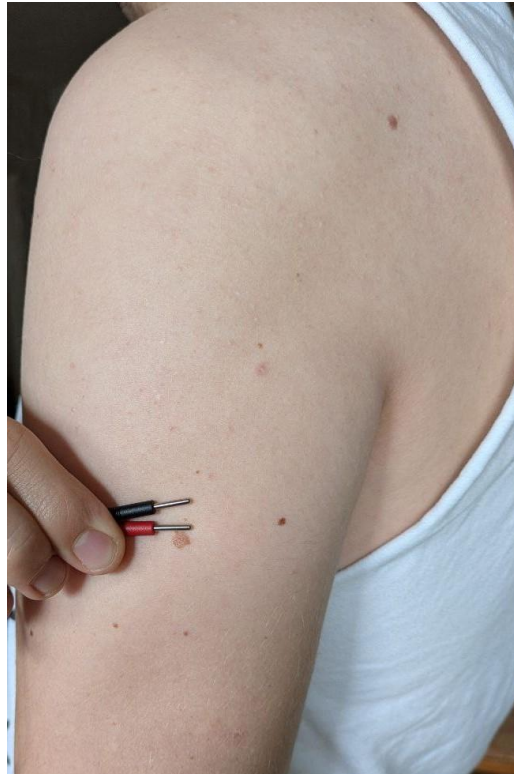


Рисунок 3.18 - Розташування стимуляційних електродів



Рисунок 3.19 - Розташування електродів в манжеті

### 3.6 Дослідження інформативності стимуляційного каналу

Дослідження характеристик стимуляції було здійснено за допомогою осцилографа С1-118А (рис. 3.20). Це двохканальний осцилограф, характеристики якого наведені в таблиці 3.2 [26].



Рисунок 3.20 - Осцилограф С1-118А

Таблиця 3.2 - Характеристики осцилографа С1-118А

Характеристика	Параметр
Смуга пропускання	0-20 МГц
Діапазон амплітуди сигналу	5 мВ - 400 В
Діапазон тривалості сигналу	80 нс - 0,5 с
Коефіцієнт відхилення	5 мВ/діл. - 5 В/діл.
Коефіцієнт розгортки	0,05 мкс/діл.-50 мс/діл.
Межа основної похибки коефіцієнтів відхилення розгортки	±4 %
Межа основної похибки при положенні 1:10	Не більше 6%

В дослідженні було проаналізовано стимуляцію пачками імпульсів, код наведено нижче.

Між тестуваннями з різними параметрами для учасника було передбачено перерву, щоб зняти залишковий ефект від дослідження.

```

#define Hz XXX // частота стимуляції
#define pulseWidth XXX // мікросекунд за півцикл
#define cyclePeriod (1000000UL / (Hz)) // загальна тривалість циклу (мкс)

#define pulsesPerTrain XXX // кількість двофазних імпульсів за
пачку
#define trainInterval XXX // затримка між пачками (мс)

// Призначення контактів
const int IN1 = 8; // DRV8871 IN1
const int IN2 = 7; // DRV8871 IN2
const int LED = 13; // контакт LED

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  pinMode(IN1, OUTPUT);
  pinMode(IN2, OUTPUT);
  pinMode(LED, OUTPUT);

  digitalWrite(IN1, LOW);
  digitalWrite(IN2, LOW);
  digitalWrite(LED, LOW);

  delay(200);
  Serial.println("DRV8871 biphasic pulse-train stimulation with interpulse
delay");
}

void loop() {
  Serial.println("Starting new pulse train...");

  for (int i = 0; i < pulsesPerTrain; i++) {
    unsigned long startTime = micros();

    // Позатавна фаза
    digitalWrite(IN1, LOW);
    digitalWrite(IN2, HIGH);
    digitalWrite(LED, HIGH);
    delayMicroseconds(pulseWidth);
  }
}

```

```

// Негативна фаза
digitalWrite(IN1, HIGH);
digitalWrite(IN2, LOW);
digitalWrite(LED, LOW);
delayMicroseconds(pulseWidth);

// Фаза очікування
digitalWrite(IN1, LOW);
digitalWrite(IN2, LOW);

unsigned long elapsed = micros() - startTime;
unsigned long remaining = (cyclePeriod > elapsed) ? (cyclePeriod - elapsed)
: 0;
delayMicroseconds(remaining);
}

// Закінчення пачки
Serial.println("Train complete. Waiting for next...");
digitalWrite(IN1, LOW);
digitalWrite(IN2, LOW);
digitalWrite(LED, LOW);

delay(trainInterval); // очікування наступної пачки
}

```

Для тестування були використані такі набори даних:

Частота, Гц: 10; 20; 30; 50; 60; 80; 100.
Ширина імпульсу, мкс: 100; 150; 300; 400; 450; 500.
Кількість імпульсів в пачці: 10; 20; 30; 50; 60; 80; 100.
Інтервал між пачками, мс: 100; 300; 400; 500.

Початково було досліджено оптимальну ширину імпульсу, яка випадково обиралась. і користувач мав розпізнати різні значення. В таблиці 3.3 наведено результати тестування.

На рисунках 3.21 та 3.22 наведено різницю сигналів при зміні ширини імпульсу:

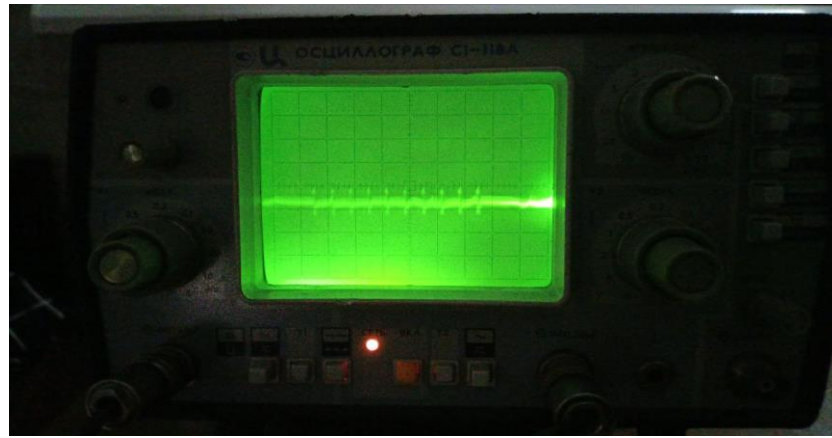


Рисунок 3.21 - Стимуляція з параметрами: частота: 50 Гц, ширина імпульсу: 100 мкс, кількість імпульсів: 10, інтервал між пачками: 100 мс

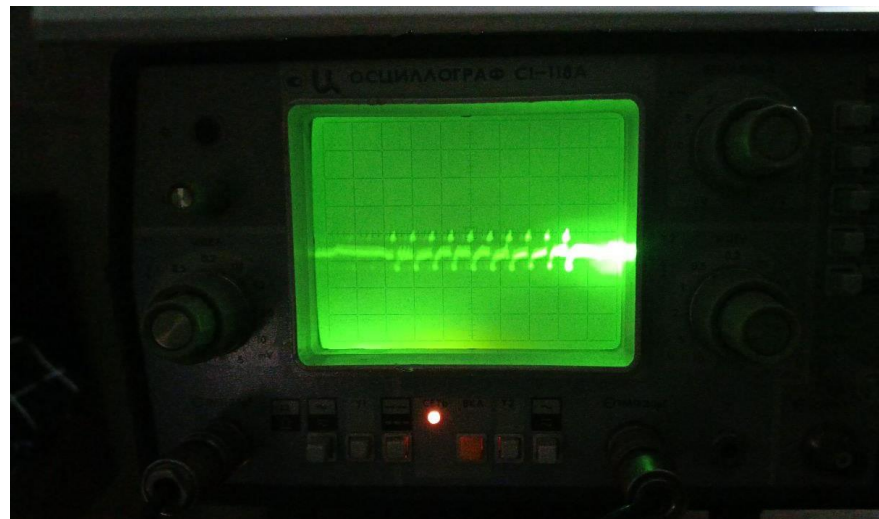


Рисунок 3.22 - Стимуляція з параметрами: частота: 50 Гц, ширина імпульсу: 500 мкс, кількість імпульсів: 10, інтервал між пачками: 100 мс

Таблиця 3.3 - Розпізнавання ширини імпульсу стимуляції

Частота	Реальні значення			Отримані значення
	Ширина імпульсу	Імпульсів за пачку	Інтервал між пачками	Ширина імпульсу
20	300	20	100	100
20	450	20	100	300
20	100	20	100	400
20	400	20	100	500
20	150	20	100	450
20	500	20	100	500
20	300	20	100	500
20	400	20	100	100
20	150	20	100	300

Ефективність розпізнавання є низькою, але мінімальна різниця розпізнавання є 200 мкс. Для подальших експериментів було обрано ширину імпульсу 400 мкс.

Наступним параметром для дослідження є частота. Подібно до першого тесту створено набір значень, які випадково обирались для учасника.

Зміна частот відображена на знімках осцилографа (рис. 3.23, рис. 3.24).

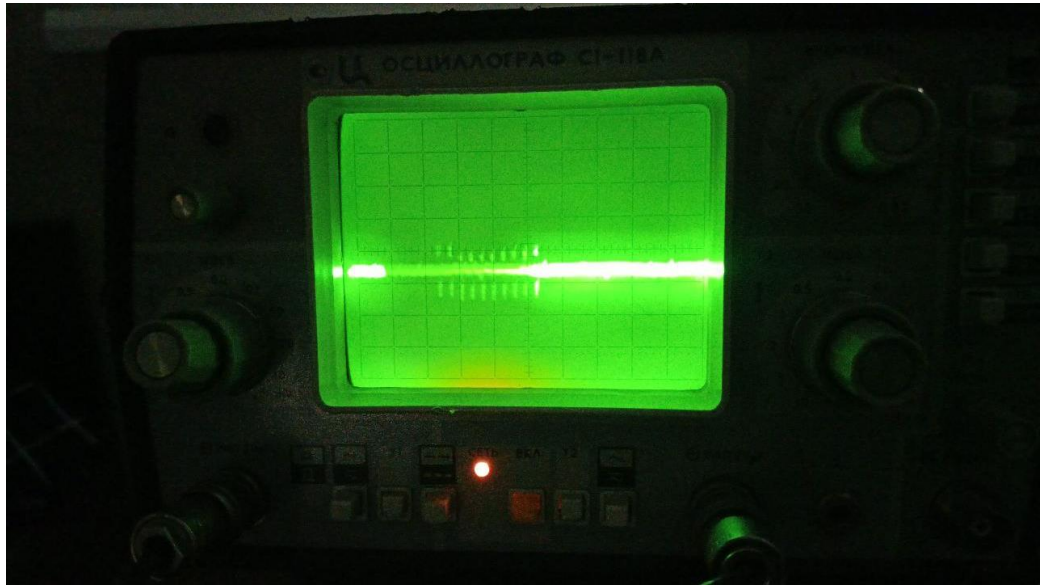


Рисунок 3.23 - Стимуляція з параметрами: частота: 10 Гц, ширина імпульсу: 100 мкс, кількість імпульсів: 10, інтервал між пачками: 100 мс

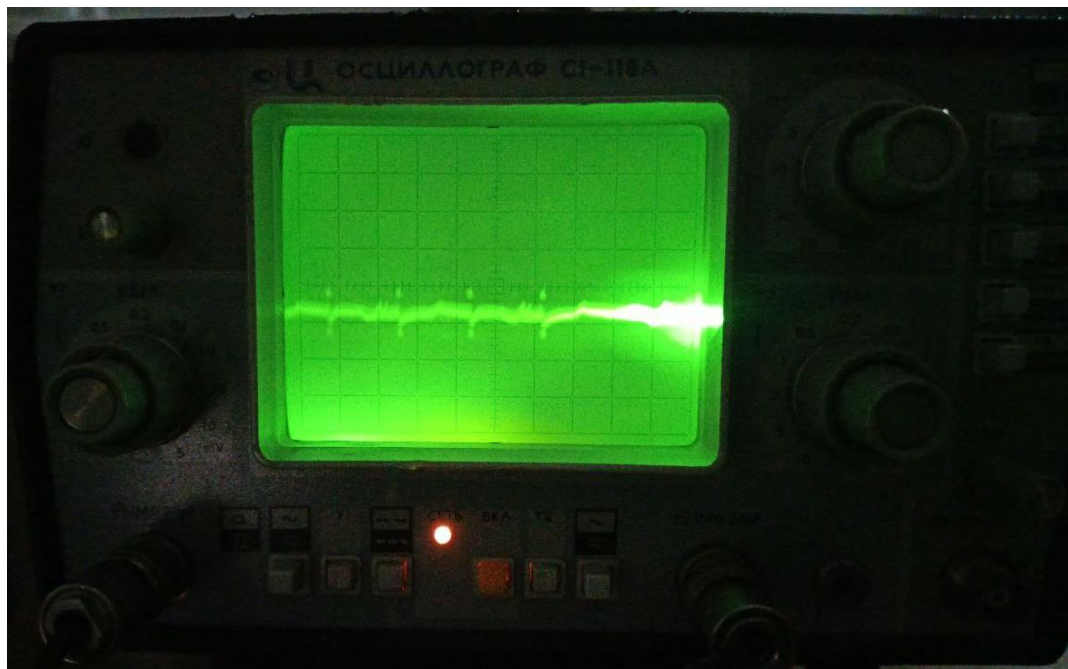


Рисунок 3.24 - Стимуляція з параметрами: частота: 100 Гц, ширина імпульсу: 100 мкс, кількість імпульсів: 10, інтервал між пачками: 100 мс

Результати дослідження наведені в таблиці 3.4  
Таблиця 3.4 - Розпізнавання частоти стимуляції

Реальні значення				Отримані значення
Частота	Ширина імпульсу	Імпульсів за пачку	Інтервал між пачками	Частота стимуляції
50	400	20	100	30
80	400	20	100	50
20	400	20	100	50
10	400	20	100	100
60	400	20	100	20
100	400	20	100	80
30	400	20	100	50
20	400	20	100	10
80	400	20	100	30
60	400	20	100	60

Поріг розрізнення склав 30 Гц, а мінімальна частота сприйняття - 20 Гц. В наступних тестах було обрано для стимуляції 50 Гц.

Далі досліджувався параметр тривалості інтервалу між пачками, що наведено в таблиці 3.5. Також для цього було зафіксовано ці зміни на осцилографі, що відображено на рисунках 3.25 та 3.26.

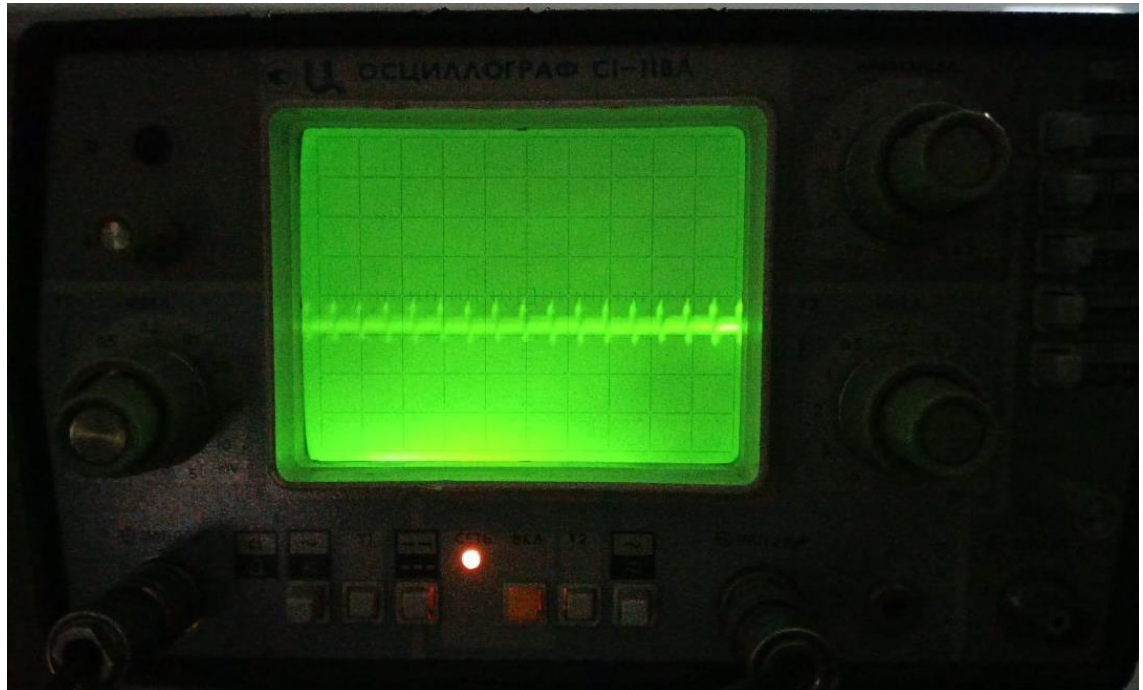


Рисунок 3.25 - Стимуляція з параметрами: частота: 50 Гц, ширина імпульсу: 300 мкс, кількість імпульсів: 50, інтервал між пачками: 100 мс

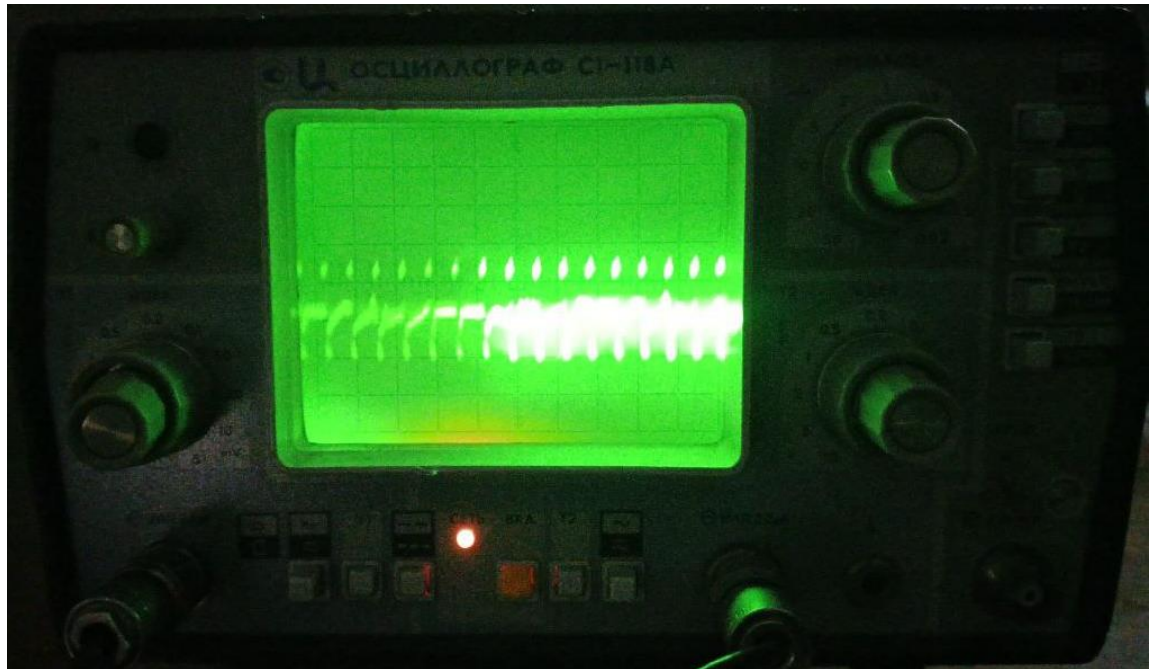


Рисунок 3.26 - Стимуляція з параметрами: частота: 50 Гц, ширина імпульсу: 300 мкс, кількість імпульсів: 50, інтервал між пачками: 500 мс

Таблиця 3.5 - Розпізнавання інтервалів між пачками імпульсів

Реальні значення				Отримані значення
Частота	Ширина імпульсу	Імпульсів за пачку	Інтервал між пачками	Інтервал між пачками імпульсів
50	300	20	400	400
50	300	20	100	300
50	300	20	300	100
50	300	20	500	500
50	300	20	100	300
50	300	20	500	500

Після перевірки мінімальний поріг розпізнавання склав 300 мс.

Останнім дослідженням перевірялось розпізнавання кількості імпульсів в пачці. Оскільки це останній параметр, який досліджується, то всі попередні обирались оптимальними, щоб звертати увагу лише на зміну кількості імпульсів, що буде показано в таблиці 3.6. Як і в попередніх дослідженнях, було досліджено вигляд симуляції на осцилографі (рис. 3.27, рис. 3.28).

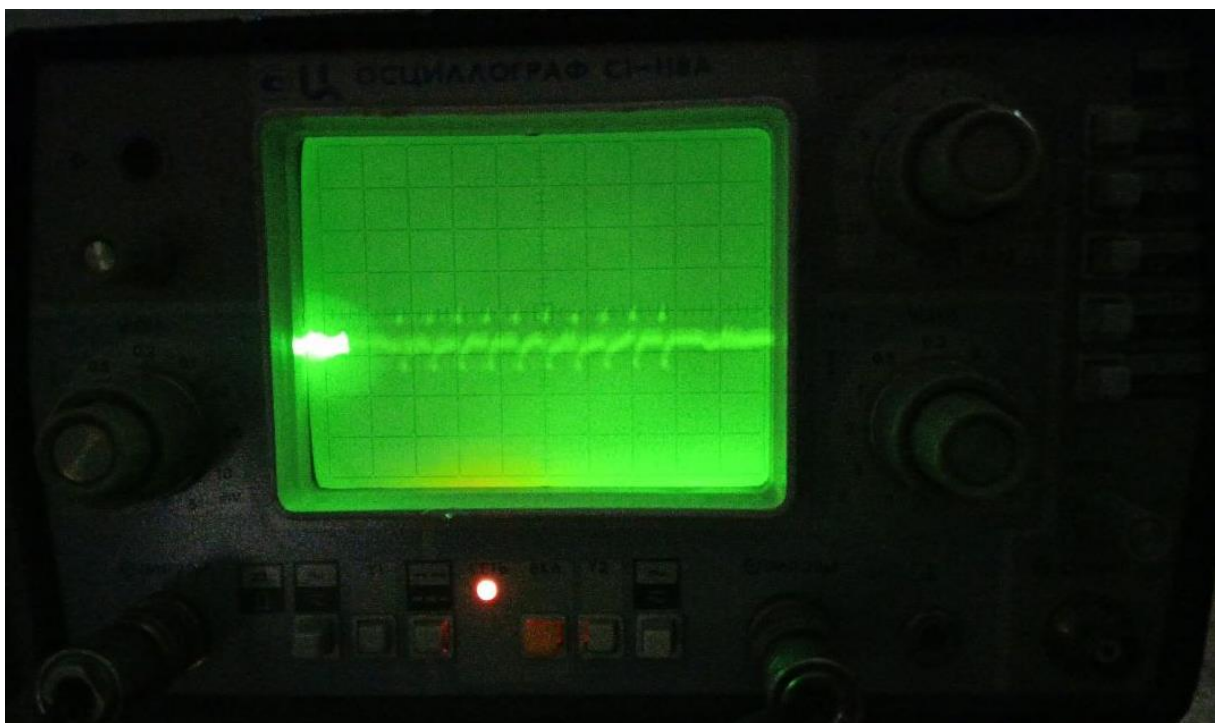


Рисунок 3.27 - Стимуляція з параметрами: частота: 50 Гц, ширина імпульсу: 300 мкс, кількість імпульсів: 10, інтервал між пачками: 100 мс

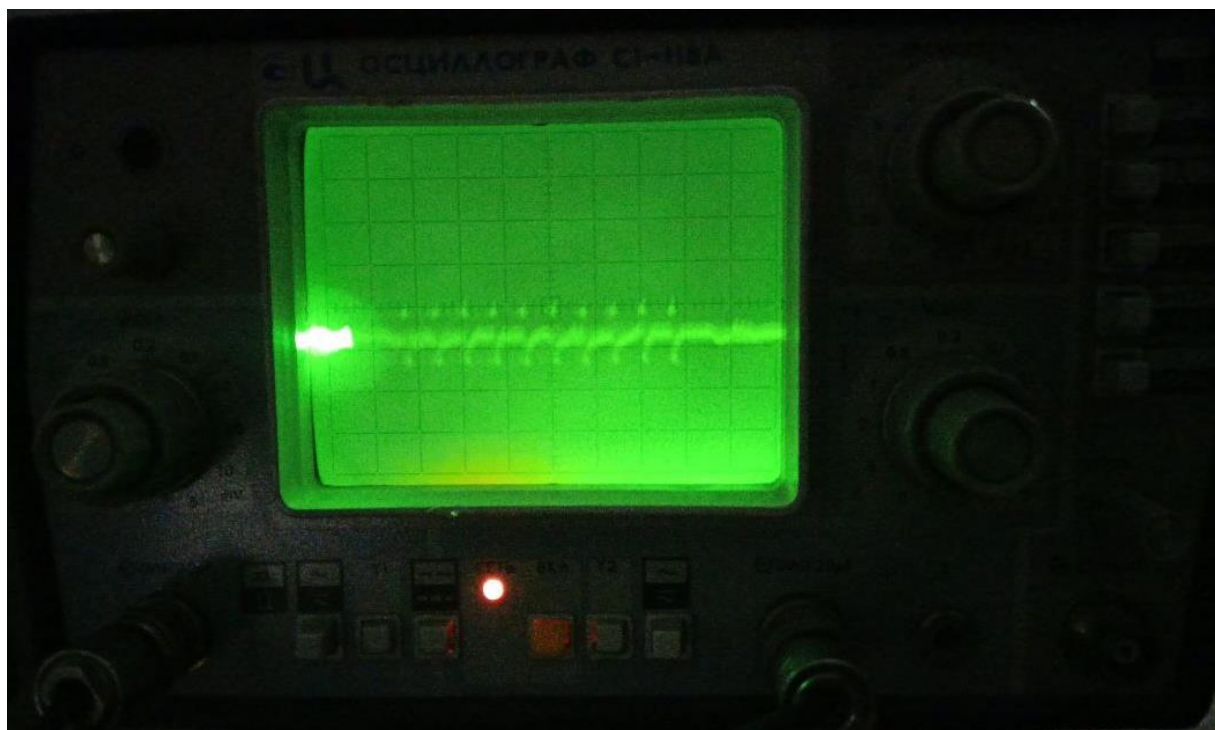


Рисунок 3.28 - Стимуляція з параметрами: частота: 50 Гц, ширина імпульсу: 300 мкс, кількість імпульсів: 100, інтервал між пачками: 100 мс

Таблиця 3.6 - Розпізнавання кількості імпульсів в пачці

Реальні значення				Отримані значення
Частота	Ширина імпульсу	Імпульсів за пачку	Інтервал між пачками	Кількість імпульсів в пачці
50	300	20	300	50
50	300	30	300	30
50	300	80	300	80
50	300	100	300	60
50	300	10	300	10
50	300	60	300	50
50	300	50	300	20
50	300	80	300	60
50	300	20	300	10
50	300	50	300	50

Мінімальне значення визначати не потрібно, оскільки навіть один імпульс в пачці буде відчутним. Тоді як поріг розрізнення складає 20 імпульсів.

Додатково проведено три стимуляції, параметри яких випадковим чином було обрано для оцінки відчуттів.

Першою була стимуляція 60 Гц, 150 мкс, 50, 500 мс (рис. 3.29). Користувач описав враження таким чином: “Довгі розтягнуті відчуття, наче розходяться з епіцентру довкола на великий радіус”.

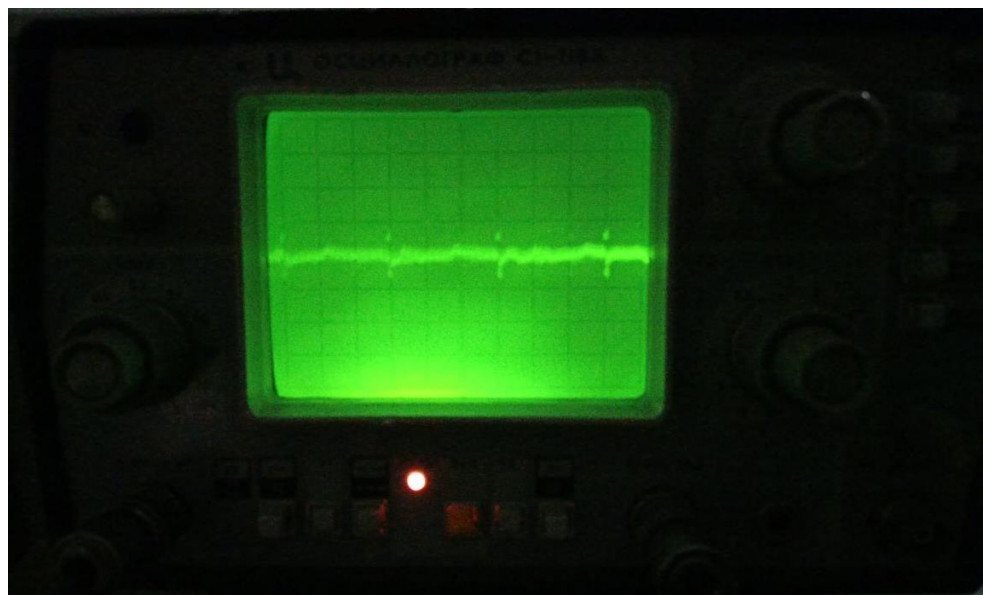


Рисунок 3.29 - Стимуляція з параметрами: частота: 60 Гц, ширина імпульсу: 150 мкс, кількість імпульсів: 50, інтервал між пачками: 500 мс

Наступною була стимуляція з параметрами 20 Гц, 450 мкс, 10, 100 мс, що зображено на рисунку 3.30. Користувач відчував так: “Між активними фазами доволі великий інтервал, але і сама стимуляція відчутно довша, стимуляція наростаюча, хвилеподібна, з плином часу сила стимуляції зростає”.

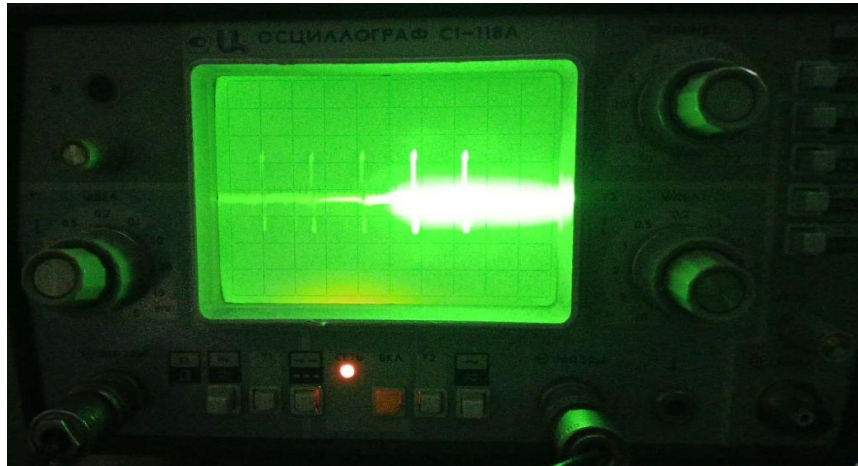


Рисунок 3.30 - Стимуляція з параметрами: частота: 20 Гц, ширина імпульсу: 450 мкс, кількість імпульсів: 10, інтервал між пачками: 100 мс

Останнім було протестовані параметри 100 Гц, 300 мкс, 100, 300 мс, продемонстровано на рисунку 3.31. “Схожа на першу стимуляцію, але ефект розходження коротший, стимуляція відбувається сплесками, виникає подібність до вібраційного стимулювання”, - прокоментував користувач.

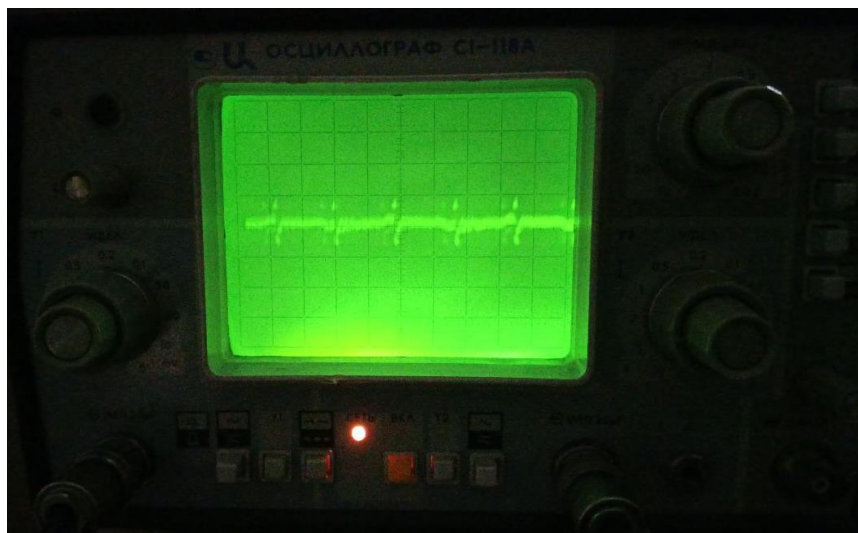


Рисунок 3.31 - Стимуляція з параметрами: частота: 100 Гц, ширина імпульсу: 300 мкс, кількість імпульсів: 100, інтервал між пачками: 300 мс

Для статистичної оцінки інформативності каналу використовується кореляційний метод. Серед різних методів кореляції часто застосовується кореляція Пірсона, яка дає значення в діапазоні від -1 до +1. Результат, близький до +1, вказує на сильну позитивну залежність і, отже, високу схожість, значення, близьке до 0, відображає незначну або відсутню залежність, а значення, близьке до -1, означає обернену залежність, коли одна змінна збільшується, а інша зменшується [27].

Кореляція Пірсона для двох об'єктів з відповідними атрибутами обчислюється шляхом множення відхилення кожної пари від відповідного середнього значення, підсумовування цих добутків, а потім нормалізації результату шляхом ділення його на добуток квадратів відхилень від середнього значення кожного об'єкта (формула. 3.1).

$$r = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum(y_i - \bar{y})^2}}, \quad (3.1)$$

де

$x_i$  - істинні значення;

$y_i$  - розпізнані значення

$\bar{x}, \bar{y}$  - середні значення

Для кожної зміни вираховуємо коефіцієнт Пірсона, щоб дослідити залежності.

Ширина імпульсу:

$$\bar{x}_1 = (300 + 450 + 100 + 400 + 150 + 500 + 300 + 400 + 150)/9 = 2750/9 = 305,56 \text{ мкс}$$

$$\bar{y}_1 = (100 + 300 + 400 + 500 + 450 + 500 + 500 + 100 + 300)/9 = 3150/9 = 350 \text{ мкс}$$

$$r_1 = \frac{((300 - 305,56)(100 - 350) + (450 - 305,56)(300 - 350) + (100 - 305,56)(400 - 350) + (400 - 305,56)(500 - 350) + (400 - 305,56)(500 - 350) + (150 - 305,56)(450 - 350) + (500 - 305,56)(500 - 350) + (300 - 305,56)(500 - 350) + (400 - 305,56)(100 - 350) + (150 - 305,56)(300 - 350))}{\sqrt{((300 - 305,56)^2 + (450 - 305,56)^2 + (100 - 305,56)^2 + (400 - 305,56)^2 + (150 - 305,56)^2 + (500 - 305,56)^2 + (300 - 305,56)^2 + (400 - 305,56)^2 + (150 - 305,56)^2)} \cdot ((100 - 350)^2 + (300 - 350)^2 + (400 - 350)^2 + (500 - 350)^2 + (450 - 350)^2 + (500 - 350)^2 + (500 - 350)^2 + (100 - 350)^2 + (300 - 350)^2)} = \frac{9166}{\sqrt{167222,22 \cdot 210000}} = \frac{9166}{187394,41} = 0,05$$

Частота:

$$(x_2)^- = (50 + 80 + 20 + 10 + 60 + 100 + 30 + 20 + 80 + 60)/10 = 510/10 = 51 \text{ Гц}$$

$$(y_2)^- = (30 + 50 + 50 + 100 + 100 + 20 + 80 + 50 + 10 + 30 + 60)/10 = 480/10 = 48 \text{ Гц}$$

$$r_2 = \frac{((50 - 51)(30 - 48) + (80 - 51)(50 - 48) + (20 - 51)(50 - 48) + (10 - 51)(100 - 48) + (60 - 51)(20 - 48) + (100 - 51)(80 - 48) + (30 - 51)(50 - 48) + (20 - 51)(10 - 48) + (80 - 51)(30 - 48) + (60 - 51)(60 - 48))}{\sqrt{((50 - 51)^2 + (80 - 51)^2 + (20 - 51)^2 + (10 - 51)^2 + (60 - 51)^2 + (100 - 51)^2 + (30 - 51)^2 + (20 - 51)^2 + (80 - 51)^2 + (60 - 51)^2)} \cdot ((50 - 48)^2 + (50 - 48)^2 + (100 - 48)^2 + (20 - 48)^2 + (80 - 48)^2 + (50 - 48)^2 + (10 - 48)^2 + (30 - 48)^2 + (30 - 48)^2 + (60 - 48)^2)} = \frac{-80}{\sqrt{8290 \cdot 6760}} = \frac{-80}{7486,01} = -0,01$$

Кількість імпульсів в пачці:

$$(x_3)^- = (20 + 20 + 80 + 100 + 10 + 60 + 50 + 80 + 20 + 50)/10 = 500/10 = 50$$

$$(y_3)^- = (50 + 30 + 80 + 60 + 10 + 50 + 20 + 60 + 10 + 50)/10 = 420/10 = 42$$

$$\begin{aligned}
r_3 &= (((20 - 50)(50 - 42) + (30 - 50)(30 - 42) + (80 - 50)(80 - 42) + (100 - 50)(60 - 42) + (10 - 50)(10 - 42) + (60 - 50)(50 - 42) + (50 - 50)(20 - 42) + (80 - 50)(60 - 42) + (20 - 50)(10 - 42) + (50 - 50)(50 - 42)))/\sqrt{(((20 - 50)^2 + (30 - 50)^2 + (80 - 50)^2 + (100 - 50)^2 + (10 - 50)^2 + (60 - 50)^2 + (50 - 50)^2 + (80 - 50)^2 + (20 - 50)^2 + (50 - 50)^2) \cdot ((50 - 42)^2 + (30 - 42)^2 + (80 - 42)^2 + (60 - 42)^2 + (10 - 42)^2 + (50 - 42)^2 + (20 - 42)^2 + (60 - 42)^2 + (10 - 42)^2 + (50 - 42)^2)} \\
&= 4900/\sqrt{(8200 \cdot 4960)} = 4900/6377,46 = 0,77
\end{aligned}$$

Тривалість інтервалу між пачками:

$$\bar{x}_4 = (300 + 450 + 100 + 400 + 150 + 500 + 300 + 400 + 150)/9 = 2750/9 = 305,56 \text{ мс}$$

$$\bar{y}_4 = (100 + 300 + 400 + 500 + 450 + 500 + 500 + 100 + 300)/9 = 3150/9 = 350 \text{ мс}$$

$$\begin{aligned}
r_4 &= (((400 - 316,67)(400 - 350) + (100 - 316,67)(300 - 350) + (500 - 316,67)(500 - 350) + (100 - 316,67)(100 - 350) + (500 - 316,67)(500 - 350) + (100 - 316,67)(300 - 350) + (500 - 316,67)(500 - 350)))/\sqrt{(((400 - 316,67)^2 + (100 - 316,67)^2 + (300 - 316,67)^2 + (500 - 316,67)^2 + (100 - 316,67)^2 + (500 - 316,67)^2) \cdot ((400 - 350)^2 + (300 - 350)^2 + (100 - 350)^2 + (500 - 350)^2 + (300 - 350)^2 + (500 - 350)^2)} \\
&= 35000/\sqrt{(195270 \cdot 115000)} = 35000/149853,43 = 0,23
\end{aligned}$$

### 3.6.1 Результати тестування

Користувач пройшов серію тестів для оцінки різних параметрів стимуляції, що виконувалась на м'язі трицепса плеча. Було проаналізовано чотири ключові параметри: частоту стимуляції (10, 20, 30, 50, 60, 80, 100 Гц), ширину імпульсу (100, 150, 300, 400, 450, 500 мкс), кількість імпульсів у пачці (10, 20, 30, 50, 60, 80, 100) та інтервал між пачками (100, 300, 400, 500 мс). Кожен набір параметрів подавався користувачу, а сигнал одночасно фіксувався осцилографом для візуалізації форми імпульсу. За результатами тестів було визначено мінімальні пороги розпізнавання: для ширини імпульсу - 200 мкс, для частоти - 20 Гц, для інтервалу між пачками - 300 мс, а для кількості імпульсів у пачці мінімальне значення не критичне, оскільки навіть один імпульс був відчутним. На основі цих даних для подальших

експериментів було обрано ширину імпульсу 400 мкс, частоту 50 Гц та інтервал між пачками 300 мс. Статистичний аналіз із використанням коефіцієнта кореляції Пірсона показав, що найбільший зв'язок спостерігається для параметру «кількість імпульсів у пачці» ( $r_3 = 0,77$ ), тоді як ширина імпульсу та частота демонструють низький кореляційний вплив ( $r_1 = 0,05$ ,  $r_2 = -0,01$  відповідно), а тривалість інтервалу між пачками - помірний ( $r_4 = 0,23$ ). Ці результати вказують на те, що саме кількість імпульсів у пачці має найбільший вплив на суб'єктивне сприйняття стимуляції, а інші параметри потрібно обирати з урахуванням порогів чутливості та зручності користувача.

### 3.7 Розробка корпусу для системи

3D моделювання здійснювалось в програмному забезпеченні SolidWorks.

Спочатку розроблено корпус для основного модуля, зображений на рисунку 3.32. Два отвори слугують для електродів симуляції та підключення акумуляторного живлення відповідно.

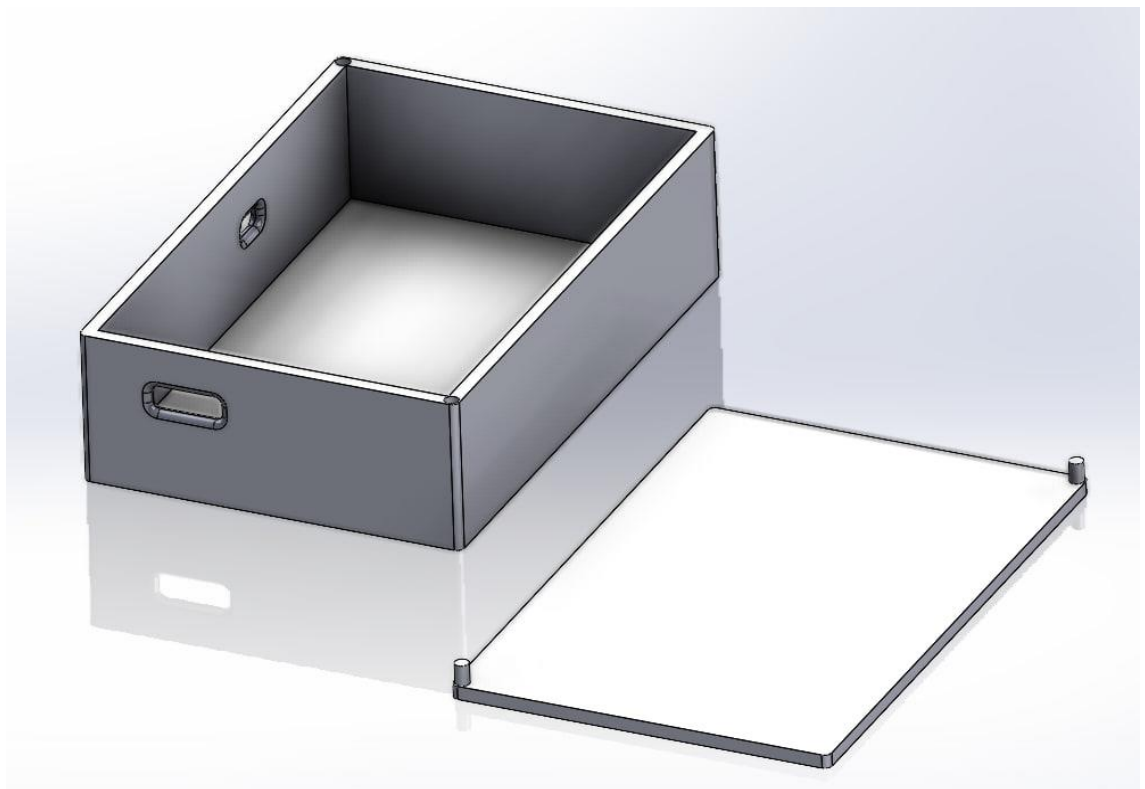


Рисунок 3.32 - 3D модель корпусу основної плати системи

Корпус для акумулятора зображено на рисунку 3.33. Заряджання модуля здійснюється через роз'єм USB Type-C, тоді як розряджання через USB Type-A.

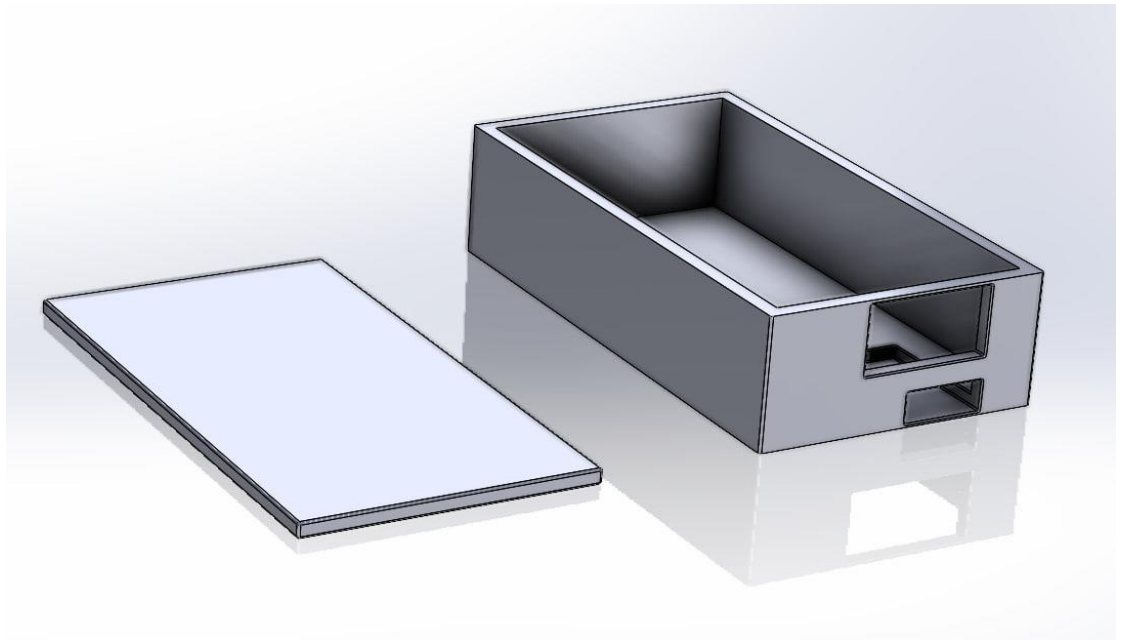


Рисунок 3.33 - 3D модель корпусу для акумуляторного блоку

3D друк здійснено на принтері Anycubic Mega Zero 2.0. Принтер використовує технологію Fused Deposition Modeling, забезпечує друк деталей розмірами до 220 x 220 x 250 мм з точністю  $\pm 0.1$  мм [28]. Дана модель представлена на рисунку 3.34.

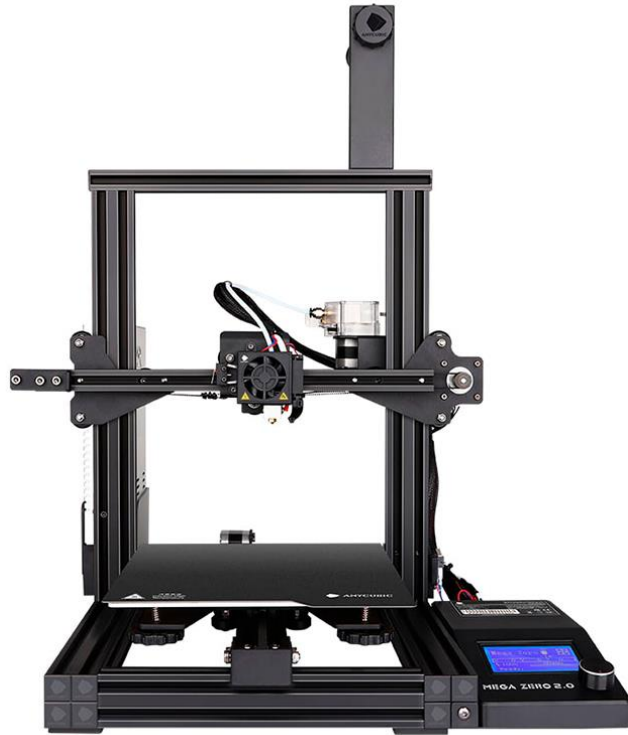


Рисунок 3.34 - Принтер Anycubic Mega Zero 2.0

Результати друку продемонстровано на рисунках 3.35 та 3.36. В якості філаменту використовувався PLA пластик, температура екструдера складала 215°C, температура стола 95°C.

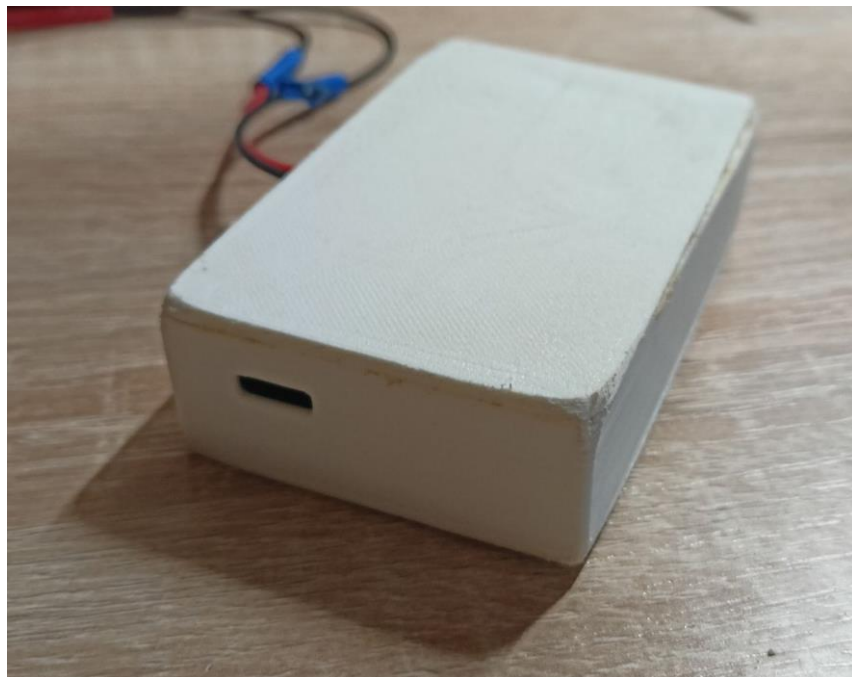


Рисунок 3.35 - Надрукована модель корпусу для основної плати стимулятора



Рисунок 3.36 - Надрукована модель корпусу для модуля акумулятора

### **Висновок до розділу 3**

В даному розділі описано процес розробки стимулятора, що використовується як частина зворотного зв'язку. На першому етапі підібрано компоненти, що забезпечують генерування сигналу, що відповідає вимогам з технічного завдання. Простота та дешевизна складових дають можливість легкого складання та ремонтоздатності. Базою слугував мікроконтролер ESP32, з потужними характеристиками та малими розмірами. Н-міст виконував функцію зміни полярності сигналу. Даний мікроконтролер запрограмовано на стимуляцію пачками імпульсів, що можна індивідуально адаптувати під користувача за допомогою параметрів частоти, ширини імпульсу, кількості імпульсів в пачці та затримки між пачками. Для покращення якості тестування було розроблено манжету для електродів, щоб вони фіксувалися в одному місці і контакт був постійний. Було обрано набори для кожного з чотирьох параметрів. Для перевірки інформативності каналу стимулятора було досліджено розпізнавання зміни характеристик симуляції. Всі зміни фіксувались осцилографом С1-118А. Після проведення експерименту було застосовано статистичний аналіз для визначення

коефіцієнту Пірсона. Найбільшу кореляцію показав показник кількості імпульсів в пачці, це може слугувати для подальшої модернізації системи. Додатково було спроектовано та надруковано корпус з PLA матеріалу, щоб захистити компоненти від механічних пошкоджень.

## РОЗДІЛ 4

### РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

#### 4.1 Огляд стартап-проєкту

У даному розділі розглянуто перспективи виходу на ринок електротактильної системи зворотного зв'язку для протезу верхньої кінцівки.

Технології зворотного зв'язку використовуються лише в протезах вищого класу, які коштують десятки тисяч доларів. Впровадження даної системи для протезів дасть змогу покращувати вже існуючі варіанти на ринку.

Ідея стартап проєкту: на ринок виходить система зворотного зв'язку, яка є модульною і може бути адаптована до більшості протезів верхньої кінцівки. Це сприяє збільшенню функціоналу без потреби закупівлі нового протезу.

Таблиця 4.1 - Сильні, слабкі та нейтральні параметри проєкту

Характеристики проєкту				Сильна сторона	Нейтральна сторона	Слабка сторона
	Створений проєкт	Beurer EM 59 [29]	SANTAS SEM 43 [30]			
Розмір	70 мм x 48 мм x 20 мм	80 мм x 60 мм x 10 мм	70 мм x 50 мм x 8 мм	+		
Ціна	700 грн	4150 грн	2730 грн	+		
Інтеграція	Адаптований до кожного протеза	Відсутня	Відсутня	+		

Як видно з таблиці 4.1, створений проєкт за всіма показниками має переваги над конкурентами. Розроблений стимулятор є конкурентоспроможним і може бути представленим на ринку як українському, так і європейському.

Таблиця 4.2 - Аналіз технологічної можливості реалізації

Ідея проєкту	Методика реалізації	Доступність
Створення електротактильної системи для протезу верхньої кінцівки	Розробка стимулятора напруги на основі мікроконтролера ESP32 C3 Super Mini	Доступна
Забезпечення модульності системи	Встановлення модулю керування та електродів в корпус та кожухи; використання живлення від акумуляторної батареї	Доступна

Ідеї, представлені в таблиці 4.2, є доступними в реалізації для користувачів протезу. Компоненти та технології розробки є простими, і можна налагоджувати виробництво. Оскільки система індивідуально встановлюється в протез, то не існує потреби у великомасштабному створенні стимуляторів.

Таблиця 4.3 - Огляд потенційного ринку

Показник стану ринку	Характеристика
Кількість конкурентів	3
Динаміка ринку	Оскільки кількість протезів зростає і для досвідчених користувачів потрібне якісне покращення
Наявність обмеження	Потрібно відповідати нормам як міжнародних так і українських
Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Виріб має відповідати нормам безпеки, оскільки є виробом I класу

Таблиця 4.4 - Характеристика потенційних клієнтів стартапу

Основна потреба	Цільова аудиторія	Відмінності між різними групами користувачів	Запити та очікування споживачів
Відновлення зворотного зв'язку верхньої кінцівки	Центри протезування	Ефективність та корисність застосування	Легка інтеграція в протез і швидке навчання
Покращення користувацького досвіду з вже існуючим протезом	Центри реабілітації, протезування	Легкість в освоєнні та не відчуження	Зручність та інтуїтивне розуміння роботи системи та відповідне застосування

Після аналізу потенційних клієнтів можна відзначити, що центри протезування є головними клієнтами, оскільки використання зворотного зв'язку доцільно вивчати у зв'язці з протезом, команда фахівців надасть повноцінний пакет послуг, що показано в таблиці 4.3, 4.4.

Таблиця 4.5 - Фактори загроз

Фактор	Суть можливих ризиків	Ймовірна реакція ринку
Велика кількість відмов	Пацієнти не можуть освоїти систему і просять її демонтувати	Консультація з клієнтами або повторне навчання
Користувачі не відчують різниці	Користувацький досвід не покращився, нема різниці	Індивідуальна робота з користувачем, налаштування стимуляції
Ураження струмом користувача	Порушення правил експлуатації	Вияснення причини ураження та вилучення системи

Для уникнення ризиків з таблиці 4.5 потрібно ретельно підготувати і тестувати продукт перед випуском на ринок, щоб після встановлення системи користувач продовжував нею користуватись.

Таблиця 4.6 - Фактори можливостей

Фактор	Зміст можливості	Потенційна реакція
Потреба в покращенні існуючих міографічних протезів руки	Збільшення кількості досвідчених користувачів протезів, для яких потрібно навчання сенсорної взаємодії	Співпраця з центрами протезування, куди звертаються користувачі; індивідуально відбувається інтеграція модуля зворотного зв'язку
Розвиток технологій сенсорного зворотного зв'язку в протезах вітчизняного виробництва	Програма центрів протезування для відновлення сенсорного зворотного зв'язку	Офіційна співпраця з українськими виробниками протезів, потенційне об'єднання в конгломерат

Системи зворотного зв'язку мають великий потенціал, що показано на таблицю 4.6, оскільки протезування розвивається, варто лише правильно зарекомендувати продукт на ринку, бо багато користувачів не знають про таке розширення можливостей.

Таблиця 4.7 - Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Характеристики конкурентного середовища	Опис	Можливий вплив на діяльність компанії
Тип конкуренції	Чиста	Забезпечення зворотного зв'язку зі збільшенням даної технології на ринку
За рівнем конкурентної боротьби	Національна	Поширення даної технології через центри протезування
За галузевою ознакою	Внутрішньогалузева	Розширення ринку за рахунок якісного маркетингу
Конкуренція за видами товару	Товарно родова	Тестування ефективності пристрою в різних випадках

## Продовження таблиці 4.7

За характером конкурентних переваг	Технологічна	Застосування базових мікроконтролерів для створення стимулятора
За інтенсивністю	Марочна	Створення бренду та просування на ринку

Хоча продукт презентується на ринку України, але через свій потенціал має змогу продаватись для європейських користувачів. Але потрібно врахувати сертифікації країн ЄС, щоб бути легально зареєстрованим (таблиця 4.7).

## Таблиця 4.8 - Аналіз конкуренції за Портером

Прямі конкуренти галузі	Нові потенційні учасники ринку	Постачальники ресурсів	Споживачі продукції	Товари-замінники
Прямі конкуренти відсутні	Для виходу на ринок потрібно пройти багато перевірок і сертифікацій	Ціна компонентів і терміни їх поставок	Простота у використанні, легкість інтеграції до існуючого протезу	Поява простішої системи, можливо з іншою модальністю

## Продовження таблиці 4.8

Інтенсивність боротьби не висока (стимулятори майже не використовують ся для зворотного зв'язку, лише самостійні стимулятори присутні на ринку)	Потенційний конкурент має пройти всі кроки для конкурування	Велика залежність від поставок і цін,	Залежність від перших клієнтів для забезпечення репутації нормального продукту	Клієнти обирають те що простіше у навчанні і те що легко в навчанні
---	---	---------------------------------------	--	---

Оскільки це нова технологія, то прямих конкурентів немає. При створенні подібної системи конкуренти мають врахувати багато факторів, тому протягом кількох років наш продукт має час на вдосконалення.

Таблиця 4.9 - Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування
Створення закритого кола зворотного зв'язку	Забезпечення зворотного зв'язку для протезу, в якому він відсутній
Індивідуальність системи	Продукт є клієнтоорієнтованим, тому з кожним користувачем ведеться процес навчання, що входить у вартість системи
Економічність	Система в ціновому діапазоні знаходиться на рівні Tens стимуляторів, які не пристосовані до протезів

Як вказано в таблиці 4.8, конкуренти відсутні, але для просування на ринку продукту використовуються такі фактори, що наведені в таблиці 4.9.

Таблиця 4.10 - Порівняльний аналіз сторін

Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів						
		-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
Створення закритого кола зворотного зв'язку	20	+						
Індивідуальність	20		+					
Економічність	19			-				

Всіма показниками таблиці 4.10 створений продукт переважає над аналогами, що демонструє великий потенціал активного впровадження.

Таблиця 4.11 - Swot аналіз стартап проєкту

<p><b>Сильні сторони:</b></p> <p>Забезпечення електротактильного зворотного зв'язку;</p> <p>Налаштування сили стимуляції для кожного з користувачів;</p> <p>Інтеграція до біонічного протезу;</p> <p>Цінова доступність системи та усього пакету з навчанням.</p>	<p><b>Слабкі сторони:</b></p> <p>Новизна для користувачів протезу, що може викликати відчуження системи;</p> <p>Складність сприйняття електричних стимулів людиною;</p> <p>Відсутність керування та регулювання системи самим користувачем.</p>
<p><b>Можливості:</b></p> <p>Просування технології зворотного зв'язку;</p> <p>Збільшення клієнтської бази;</p> <p>Створення застосунку для користувача;</p> <p>Додавання альтернативної модальності, для тих кому електрична стимуляція шкодить.</p>	<p><b>Загрози:</b></p> <p>Недостатнє поширення і часті відмови від систем;</p> <p>Поява на ринку кращої альтернативи;</p> <p>Відхилення сертифікації через клас виробу (симуляція струмом).</p>

В таблиці 4.11 наведено як сильні, так і слабкі сторони. Більшість проблем може виникати на рівні користувача, тому дуже важливий елемент навчання перед використанням електротактильного зворотного зв'язку.

Таблиця 4.12 - Альтернативи ринкового впровадження

Варіанти ринкової стратегії	Ймовірність забезпечення необхідними ресурсами	Орієнтовні строки реалізації
Створення опініон лідерів серед користувачів	Промоція системи серед досвідчених медійних користувачів протезів	2 роки
Офлайн виставки, тренінги	Створення бази зацікавлених людей, які можуть або інвестувати або стати користувачами даних систем	2 роки
Співпраця з центрами протезування	Знижка для клієнтів даних центрів і відповідне навчання системи в даному центрі протезування	2 роки

Просування продукції можливе різними способами, але саме в таблиці 4.12 наведено Ключові, які будуть впроваджуватись після запуску продукту.

Таблиця 4.13 - Вибір потенційних споживачів

Профіль потенційної цільової групи	Готовність аудиторії прийняти продукт	Прогнозований попит у межах сегмента	Рівень конкурентної боротьби	Простота входження до обраного ринкового сегмента
Центри протезування	Готові, але потрібно довести ефективність	30%	Низька	Наявні обмеження

Продовження таблиці 4.13

Виробники протезів верхньої кінцівки	Готові, але в основному українські виробники, з якими можна співпрацювати	25%	Низька	Наявні обмеження
Користувачі протезів	Готові, але використання системи не має приносити дискомфорту і допомагати виконувати базові функції	15%	Низька	Наявні обмеження

Хоча користувачами системи є люди з протезом верхньої кінцівки, але центри протезування є майбутніми ключовими партнерами (таблиця 4.13). Активна співпраця з центрами протезування є частиною програми повноцінного відновлення користування кінцівкою.

#### 4.2 Складання стратегії маркетингу

Таблиця 4.14 - Базова стратегія розвитку

Обраний напрям розвитку проекту	Ринкова стратегія охоплення	Ключові переваги відповідно до вибраного варіанта розвитку	Основна стратегія зростання
Співпраця з науковими центрами	Стратегія нішевого маркетингу	Інноваційність, наукове підтвердження, ефективність	Стратегія інноваційного розвитку

Продовження таблиці 4.14

Просування продукту опініон лідерами	Стратегія широкого охоплення?	Репутаційний вплив і збільшення довіри до продукту	Стратегія збільшення репутації?
Поширення продукту в центрах протезування (повний пакет протезування )	Стратегія об'єднаного маркетингу	Доступність, комплексність, ефективність	Стратегія комплексності

Основною стратегією розвитку є співпраця з центрами протезування, як згадувалось вище. Повноцінна реабілітація є основною метою запуску продукції, що показано в таблиці 4.14.

Таблиця 4.15 - Базова стратегія конкурентної поведінки

Чи належить проєкт до категорії інновацій-першопрохідців?	Чи зосереджуватиметься компанія на залученні нових споживачів чи перехопленні клієнтів конкурентів?	Чи буде компанія відтворювати характеристики товарів конкурентів, і які саме?	Стратегія конкурентної поведінки
Так	Буде залучати користувачів через доступність і ефективність	Ні	Стратегія комплексного підходу

Оскільки товар є першопрохідцем (таблиці 4.15), йому потрібно буде пройти перші важкі етапи, щоб започаткувати дану продукцію на ринку України.

Таблиця 4.16 - Стратегія позиціонування

Вимоги до продукту	Базова стратегія розвитку	Основні конкурентні переваги стартапу	Набір асоціацій, що формуватимуть сприйняття проекту
Ефективність, простота у використанні, Економічність	Стратегія комплексності	Інтеграція в уже існуючі протези, індивідуальність, простота у використанні	За ефективністю, за економічністю, за комплексним підходом до кожного пацієнта

З таблиці 4.16 наведено стратегію позиціонування, що полягає в простому та економічно вигідному використанні зворотного зв'язку в протезі верхньої кінцівки.

Таблиця 4.17- Ключові переваги потенційного товару

Потреба ринку	Користь, яку забезпечує продукт	Головні відмінні риси порівняно з конкурентами
Простота у використанні	Після навчання не потребується жодних втручань в пристрій	Комплексна робота команди
Індивідуальність	Можливість регулювати параметри симуляції для кожного користувача	Гнучкість регулювання детальних параметрів
Економічність	Дешевезна як самої системи так і комплексного навчання	Кратно нижча вартість від середнього ринку

Таблиця 4.17 підсумовує переваги потенційного продукту, що проявляються в простоті, ефективності та індивідуальності. Кожен користувач - системний підхід.

Таблиця 4.18 - Межі встановлення ціни

Рівень цін на товари-замінники	Ціни на аналогічні продукти	Доходи цільової групи	Діапазон допустимих цін на товар або послугу
-	-	50 000 грн	3000 - 10000 грн

Таблиця 4.18 демонструє, що діапазон цін на товар дуже варіюється. Це пояснюється тим, що система має свою вартість, а загальний комплекс з навчанням вже відповідно є дорожчим.

Таблиця 4.19 - Формування системи збуту

Особливості поведінки покупців при виборі товару	Функції, які виробник або постачальник має виконувати в межах системи збуту	Глибина та структура каналу розповсюдження	Найбільш ефективна система збуту
Споживачі купують продукт через інтернет магазин і потім відбувається комунікації з менеджером	Співпраця з сучасними рекламними агенціями	Канал рівня 0 (користувач має товар, але з ним працює команда спеціалістів в центрі протезування)	Якісна реклама в інтернеті, промоція через соціальні мережі, заробляння репутації
Працівники центрів протезування рекомендують встановлення системи	Співпраця з центрами протезування	Канал рівня 1, продаж компонентів центрам з подальшою роботою інженера	Укладання договорів з центром/центрами протезування, де більше протезувань верхньої кінцівки

Після аналізу ринку, активна співпраця з центрами протезування є найкращою формою збуту (таблиця 4.19), оскільки без повноцінного підходу якісний зворотний зв'язок неможливий.

Таблиця 4.20 - Концепція маркетингових комунікацій

Поведінкові особливості цільових споживачів	Комунікаційні канали, які вони використовують	Основні позиції для ринкового позиціонування	Цілі рекламних повідомлень	Концепція рекламної комунікації
Цільові клієнти дізнаються про продукт через соціальні мережі, конференції, рекламу в мережі інтернет	Соціальні мережі, виставки, конференції	Доступність, індивідуальність	Інформування про товар, його особливості, комплексне рішення	Даний пристрій дасть змогу відчувати протез, наблизити його до природної руки
Компанії з виготовлення протезів зацікавлені в інтеграції технології власний пристрій	Ділова розмова з інженерами та менеджерами компанії	Інноваційність і технологічність	Донесення важливості зворотного зв'язку і його інтеграцію	Представлення протезу з системою зворотного зв'язку для відновлення відчуття руки

Активна реклама та демонстрація інноваційності разом з ефективністю є основними методами просування продукції (табл. 4.20). Потрібно створити позитивний образ товару серед населення, щоб збільшити попит на зворотний зв'язок і покращувати сприйняття протезів серед користувачів.

#### Висновок до розділу 4

У цьому розділі було проаналізовано потенціал виходу на ринок запропонованого стимулятора для відновлення сенсорного зворотного зв'язку та оцінено його позицію серед існуючих конкурентних рішень. Запропонований

прилад вирізняється низкою ключових переваг, зокрема адаптивністю під фізіологічні особливості користувача, можливістю індивідуального налаштування параметрів стимуляції та доступністю компонентної бази, що знижує кінцеву вартість продукту. Така сукупність характеристик робить систему не лише технологічно перспективною, а й економічно привабливою для широкого впровадження. Можливість інтеграції стимулятора з різними типами сучасних протезів створює передумови для формування взаємодії між виробниками протезно-ортопедичної техніки, реабілітаційними центрами та науковими установами. Ефективний менеджмент проєкту, зокрема пошук стратегічних партнерств з локальними виробниками протезів прискорить комерційне впровадження інновації. Перспективи стартапу є значними: ринок біонічних протезів активно розвивається, а запит на технології, що забезпечують реалістичний сенсорний зворотний зв'язок, щороку зростає.

## ВИСНОВКИ

Мета дисертаційної роботи досягнута. Запропоновано оригінальне технічне рішення щодо розробки стимулятора на базі мікроконтролера ESP32, створено та протестовано відповідний прототип, на основі проведених досліджень оптимізовано параметри пристрою та обґрунтовано можливість розширення інформативних можливостей каналу зв'язку завдяки використанню пачок імпульсів та кодуванню сигналів через параметри таких пачок. Проведено відповідний статистичний аналіз.

Поставлені завдання вирішені.

1. Під час аналізу літературних джерел отримано інформацію про приклади реалізації електротактильного зворотного зв'язку. Проаналізовано неінвазивні та інвазивні технології для застосування в зворотному зв'язку, у тому числі вібраційна, механічна, теплова, електрична та інші модальності. Серед численних публікацій виокремлено ті, що були випробувані на користувачах протезів і в подальшому можуть бути вдосконалені до повноцінної реалізації.

2. Базуючись на попередніх дослідженнях створено технічне завдання, яке слугувало основою розробки стимулятора для забезпечення зворотного зв'язку. Діапазон частот до 100 Гц, ширина імпульсу до 500 мкс, форма сигналу, компактний розмір є основними критеріями для впровадження симулятора як частини зворотного зв'язку. Проаналізовано також комплексний підхід до вирішення проблеми забезпечення зворотного зв'язку: командна робота разом з протезистами та реабілітологами для покращення користувацького досвіду роботи з протезом.

3. Для розробки симулятора використано компактні, недорогі компоненти. Основою є мікроконтролер ESP32 C3 Super Mini, що за всіма параметрами підходить для створення компактного пристрою для генерування електричних імпульсів для зворотного зв'язку. Драйвер Н-мосту змінює полярність вихідної напруги, щоб генерувати прямокутні імпульси. Система забезпечується живленням

від компактного акумулятора, що може заряджатись. Додатково для покращення зручності у використанні, розроблено корпус та манжету для інтеграції електродів.

4. В роботі перевірено інформативність стимуляційного каналу, що здійснюється пачками імпульсів. Чотири параметри можна регулювати під потреби користувача: частота стимуляції, ширини імпульсів, тривалості інтервалу між пачками та кількості імпульсів в пачці. Після статистичного аналізу кореляції Пірсона було підтверджено, що найефективнішим є зміна кількості імпульсів в пачці, що складає 0,77. Для візуальної перевірки сигналів використано осцилограф С1-118А. В роботі продемонстровано зміну параметрів на екрані осцилографа.

5. Системи зворотного зв'язку є перспективними для впровадження на ринку України. Створена система є новим рішенням на ринку, тому існує велика кількість можливих ризиків, які потрібно попередити для успішного поширення технологій. Співпраця з центрами протезування та виробниками протезів є ключовими елементами просування електротактильного зворотного зв'язку серед користувачів. Покращення взаємодії людини з протезом є головною метою інтеграції.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Raspopovic S., Valle G., Petrini F. M. Sensory feedback for limb prostheses in amputees. *Nature Materials*. 2021. Т. 20, № 7. С. 925-939. URL: <https://doi.org/10.1038/s41563-021-00966-9> (дата звернення: 29.08.2025).
2. Sensinger J. W., Dosen S. A Review of Sensory Feedback in Upper-Limb Prostheses From the Perspective of Human Motor Control. *Frontiers in Neuroscience*. 2020. Vol. 14. URL: <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00345> (date of access: 29.08.2025).
3. Sensory Feedback for Upper-Limb Prostheses: Opportunities and Barriers / L. Jabban et al. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2022. Vol. 30. P. 738-747. URL: <https://doi.org/10.1109/tnsre.2022.3159186> (date of access: 29.08.2025).
4. Hsiao S. S., Fettiplace M., Darbandi B. Sensory feedback for upper limb prostheses. *Progress in Brain Research*. 2011. P. 69-81. URL: <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-53355-5.00005-1> (date of access: 29.08.2025).
5. Sensory Feedback in Upper Limb Prostheses / D. Dimante et al. *Proceedings of the Latvian Academy of Sciences. Section B. Natural, Exact, and Applied Sciences*. 2020. Vol. 74, no. 5. P. 308-317. URL: <https://doi.org/10.2478/prolas-2020-0047> (date of access: 29.08.2025).
6. Hong X. Exploring the Solution of Bionic Prosthesis Lacking Perceptual Feedback System: Using Invasive and Non-invasive Techniques. *E3S Web of Conferences*. 2021. Vol. 271. P. 04026. URL: <https://doi.org/10.1051/e3sconf/202127104026> (date of access: 31.08.2025).
7. Stephens-Fripp B., Mutlu R., Alici G. Using Vibration Motors to Create Tactile Apparent Movement for Transradial Prosthetic Sensory Feedback. 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob), Enschede, 26-29 August 2018. URL: <https://doi.org/10.1109/biorob.2018.8487846> (date of access: 31.08.2025).

8. Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin / C. Antfolk et al. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2012. Vol. 44, no. 8. P. 702-707. URL: <https://doi.org/10.2340/16501977-1001> (date of access: 31.08.2025).
9. Integrated and flexible multichannel interface for electrotactile stimulation / M. Štrbac et al. *Journal of Neural Engineering*. 2016. Vol. 13, no. 4. P. 046014. URL: <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/4/046014> (date of access: 07.09.2025).
10. Mastinu, E., Engels, L.F., Clemente, F. et al. Neural feedback strategies to improve grasping coordination in neuromusculoskeletal prostheses. *Sci Rep* 10, 11793 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-67985-5>
11. Upper limb prostheses: bridging the sensory gap / A. D. Roche et al. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*. 2023. P. 175319342211317. URL: <https://doi.org/10.1177/17531934221131756> (date of access: 04.09.2025).
12. Updates in Targeted Sensory Reinnervation for Upper Limb Amputation / J. S. Hebert et al. *Current Surgery Reports*. 2014. Vol. 2, no. 3. URL: <https://doi.org/10.1007/s40137-013-0045-7> (date of access: 07.09.2025).
13. Li K. Electrotactile feedback for sensory restoration : modelling and application : thesis. 2018. URL: [https://researchportal.port.ac.uk/portal/en/theses/electrotactile-feedback-for-sensory-restoration\(f9107084-dab3-419b-8e79-9aac2e4262b4\).html](https://researchportal.port.ac.uk/portal/en/theses/electrotactile-feedback-for-sensory-restoration(f9107084-dab3-419b-8e79-9aac2e4262b4).html) (date of access: 13.09.2025).
14. Electrotactile feedback improves performance and facilitates learning in the routine grasping task / M. Isaković et al. *European Journal of Translational Myology*. 2016. Vol. 26, no. 3. URL: <https://doi.org/10.4081/ejtm.2016.6069> (date of access: 13.09.2025).
15. Electrotactile EMG feedback improves the control of prosthesis grasping force / M. A. Schweisfurth et al. *Journal of Neural Engineering*. 2016. Vol. 13, no. 5. P. 056010. URL: <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/5/056010> (date of access: 13.09.2025).
16. P. Shi and X. Shen, "Sensation Feedback and Muscle Response of Electrical Stimulation on the Upper Limb Skin: A Case Study," 2015 Seventh International

- Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, Nanchang, China, 2015, pp. 969-972, doi: 10.1109/ICMTMA.2015.236.
17. Heng X., Dingguo Z. Effects of Different Tactile Feedback on Myoelectric Closed-loop Control for Grasping based on Electrotactile Stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2016. Т. 24. С. 827-836. URL: <https://10.1109/TNSRE.2015.247815> (дата звернення: 13.09.2025).
  18. K. Choi, P. Kim, K. -S. Kim and S. Kim, "Two-channel electrotactile stimulation for sensory feedback of fingers of prosthesis," 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Daejeon, Korea (South), 2016, pp. 1133-1138, doi: 10.1109/IROS.2016.7759191
  19. Multichannel electrotactile feedback for simultaneous and proportional myoelectric control / G. K. Patel та ін. *Journal of Neural Engineering*. 2016. Т. 13, № 5. С. 056015. URL: <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/5/056015> (дата звернення: 13.09.2025).
  20. Daniel P., Koren W. Electro-tactile Feedback System for a Prosthetic Hand. *Mechatronics and Machine Vision in Practice*. 2015. International Conference on Machine Vision and Mechatronics in Practice. С. 1-12.
  21. Integrated and flexible multichannel interface for electrotactile stimulation / M. Štrbac та ін. *Journal of Neural Engineering*. 2016. Т. 13, № 4. С. 046014. URL: <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/4/046014> (дата звернення: 13.09.2025).
  22. ESP32 C3 Super Mini Development Board. ESPBoards. ESP32 Boards. URL: <https://www.espboards.dev/esp32/esp32-c3-super-mini/>.
  23. 400KHz 60V 4A Switching Current Boost / Buck-Boost / Inverting DC/DC Converter. XLSEMI. XL6009E1. URL: <http://www.xlsemi.com/> (дата звернення: 21.09.2025).
  24. Integrated USB TYPE-C Power Bank System-On-Chip with 3A charger, 3.1A discharger. INJOINIC TECHNOLOGY. URL: [https://www.skytech.ir/Download/File/2381\\_IP5310.pdf](https://www.skytech.ir/Download/File/2381_IP5310.pdf).
  25. DRV8871 3.6-A Brushed DC Motor Driver With Internal Current Sense (PWM Control). Texas Instruments. 15.07.2016. URL:

- <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8871.pdf?ts=1758388980251> (дата звернення: 21.09.2025).
26. ЕЛКОС. Осцилографи. URL: [http://www.elkos.com.ua/catalog\\_item\\_2592.htm](http://www.elkos.com.ua/catalog_item_2592.htm) (дата звернення: 29.11.2025).
27. Jules J. Berman. Understanding Your Data. Data Simplification. 2016. С. 135-187. URL: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803781-2.00004-7>.
28. User Manual MEGA ZERO 2.0. IGO3D. URL: [https://www.igo3d.com/mediafiles/Sonstiges/Anycubic/Mega%20Zero%202/EN-Mega\\_Zero\\_2.0-English-V0.0.3.pdf](https://www.igo3d.com/mediafiles/Sonstiges/Anycubic/Mega%20Zero%202/EN-Mega_Zero_2.0-English-V0.0.3.pdf) (дата звернення: 29.11.2025).
29. Електростимулятор ЕМ 59. Beurer. URL: [https://beurer.com.ua/elektrostymulyator-em-59.html?srsltid=AfmBOooV1ALvNozoFHuznwNZYrSb\\_pffx4wEdcfxWPgT6y1ttп0aaZim](https://beurer.com.ua/elektrostymulyator-em-59.html?srsltid=AfmBOooV1ALvNozoFHuznwNZYrSb_pffx4wEdcfxWPgT6y1ttп0aaZim) (дата звернення: 29.11.2025).
30. Масажер-міостимулятор Sanitas SEM 43. ELECTRO. Міостимулятори. URL: [https://electros.com.ua/8895?srsltid=AfmBOopWOciZcSVg-3Qg-uiadxw7OaDIZMAVGHwhsbxfG5-I\\_qwrP4\\_S](https://electros.com.ua/8895?srsltid=AfmBOopWOciZcSVg-3Qg-uiadxw7OaDIZMAVGHwhsbxfG5-I_qwrP4_S) (дата звернення: 29.11.2025).