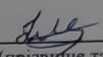
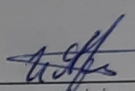


Вінницький національний технічний університет
Факультет інтелектуальних інформаційних технологій та автоматизації
Кафедра комп'ютерних наук

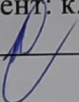
Бакалаврська дипломна робота на тему:
Програмний модуль налаштування реабілітаційної «рукавички»
для кисті руки

Виконав: студент 4 курсу, групи 1КН-206
спеціальності 122 – Комп'ютерні науки
(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)

Наумчук М. А. 
(прізвище та ініціали)

Керівник: к. т. н., доцент
Арсенюк І. Р. 
(прізвище та ініціали)

«07» 06 2024 р.

Рецензент: к. т. н., доцент
Козачко О. М. 
(прізвище та ініціали)

«07» 06 2024 р.

Допущено до захисту
Зав. кафедри Яровий А. А. 
«07» 06 2024 р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інтелектуальних інформаційних технологій та автоматизації
Кафедра комп'ютерних наук
Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
Галузь знань – 12 Інформаційні технології
Спеціальність – 122 Комп'ютерні науки
Освітньо-професійна програма – Комп'ютерні науки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри КН
проф., д. т. н. Яровий А. А.
«02» 03 2024р.

**ЗАВДАННЯ
НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ**

Наумчуку Максиму Андрійовичу

1. Тема роботи: Програмний модуль налаштування реабілітаційної
«рукавички» для кисті руки

керівник роботи: Арсенюк І. Р. к. т. н., доцент кафедри КН

затверджені наказом вищого навчального закладу «11» 03 2024 року №80

2. Термін подання студентом роботи: 27.05.2024р.

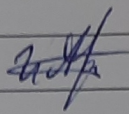
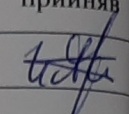
3. Вихідні дані до роботи:

- опір датчика 10...30кОм;
- період одиничного високовольтного впливу 1мс;
- струм захисту 20мА;
- мова програмування – об'єктно-орієнтована.

4. Зміст текстової частини (перелік питань, які потрібно розкрити): Аналіз сучасного стану апаратно-програмних засобів для відновлення кисті руки. Проектування структури та компонентів програмного модуля налаштування реабілітаційної «рукавички». Розробка та тестування програмного забезпечення. Реалізація програмного модуля налаштування реабілітаційної «рукавички».

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язко креслень) : Модель реабілітаційної рукавички "GROMM". Модель роб програмного модуля налаштування реабілітаційної рукавички. Прик роботи програми.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

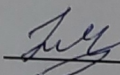
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1-3	Арсенюк І. Р., к. т. н., доцент кафедри КН		

7. Дата видачі завдання 02.03.2024

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примі
		початок	закінчення	
1	Аналіз сучасного стану апаратно-програмних засобів для відновлення кисті руки	06.05.24	08.05.24	
2	Обґрунтування методів розв'язання задачі	09.05.24	13.05.24	
3	Проектування структури та компонентів програмного модуля налаштування реабілітаційної "рукавички"	14.05.24	17.05.24	
4	Тестування програмного забезпечення	18.05.24	20.05.24	
5	Реалізація програмного модуля налаштування реабілітаційної "рукавички" апаратно-програмними засобами	21.05.24	29.05.24	
6	Розробка інструкції користувача	30.05.24	03.06.24	
7	Оформлення пояснювальної записки і графічного матеріалу	04.06.24	06.06.24	

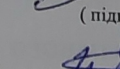
Студент


(підпис)

Наумчук М. А.

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)


(підпис)

Арсенюк І. Р.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

УДК 621.374.415

Наумчук М.А. Програмний модуль налаштування реабілітаційної «рукавички» для кисті руки. Бакалаврська дипломна робота складається з 96 сторінок формату А4, на яких є 40 рисунків, список використаних джерел містить 23 найменувань.

У даній бакалаврській роботі розроблено програмний модуль налаштування реабілітаційної «рукавички» для кисті руки з використанням електростимулюючого методу відновлення. Рукавичка стимулює м'язи та нервові закінчення, сприяючи швидкому відновленню функцій кисті. Пристрій є зручним у використанні та не вимагає спеціальних навичок для експлуатації. Автоматичний режим роботи забезпечує ефективність сеансів реабілітації, що робить рукавичку доступною для широкого кола користувачів. Розробка включає сучасні технології, що підвищують якість та результативність лікування. Завдяки цим інноваціям, пристрій може стати важливим інструментом у медичній реабілітації.

Ключові слова: реабілітаційна «рукавичка», відновлення функціонування кисті руки, електростимуляція кисті руки, лазерна терапія, ударно-хвильова терапія, ультразвукова терапія.

ANNOTATION

UDC 621.374.415

Naumchuk M.A. Software Module for Adjusting the Rehabilitation "Glove" for the Hand. The bachelor's thesis consists of 96 A4 pages, including 40 figures. The list of references contains 23 sources.

In this bachelor's thesis, a software module for adjusting a rehabilitation "glove" for the hand using an electrostimulation recovery method was developed. The glove stimulates muscles and nerve endings, promoting the quick restoration of hand functions. The device is convenient to use and does not require special skills for operation. The automatic mode ensures the efficiency of rehabilitation sessions, making the glove accessible to a wide range of users. The development incorporates modern technologies that enhance the quality and effectiveness of treatment. Thanks to these innovations, the device can become an important tool in medical rehabilitation.

Keywords: rehabilitation "glove," hand function restoration, hand electrostimulation, laser therapy, shock wave therapy, ultrasound therapy.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ АПАРАТНО-ПРОГРАМНИХ ЗАСОБІВ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ РУХУ КИСТІ РУКИ.....	6
1.1 Огляд існуючих концепцій пристроїв для реабілітації кисті руки.....	6
1.2 Огляд існуючих пристроїв для реабілітації кисті руки.....	12
1.3 Постановка задачі дослідження.....	18
1.4 Висновок.....	20
2 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО МОДУЛЯ НАЛАШТОВУВАННЯ РЕАБІЛІТАЦІЙНОЇ «РУКАВИЧКИ» ДЛЯ КИСТІ РУКИ.....	21
2.1 Розробка функціональної схеми реабілітаційного пристрою.....	21
2.2 Розробка вузлів пристрою для відновлення руху кисті руки.....	24
2.3 Розробка загального алгоритму програми реабілітаційного пристрою...	27
2.4 Обґрунтування вибору комплектуючих для пристрою для реабілітації кисті руки.....	31
2.5 Висновок.....	37
3. РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО МОДУЛЯ НАЛАШТОВУВАННЯ РЕАБІЛІТАЦІЙНОЇ «РУКАВИЧКИ» ДЛЯ КИСТІ РУКИ.....	39
3.1 Обґрунтування вибору мови та середовища програмування.....	39
3.2 Розробка принципової електричної схеми пристрою для реабілітації кисті руки.....	40
3.3 Розробка друкованої плати пристрою для реабілітації кисті руки.....	48
3.4 Реалізація програмної частини для реабілітаційного пристрою «рукавичка»	55
3.5 Тестування розробленого програмно-апаратного пристрою «рукавичка»	64
3.6 Висновок.....	68
ВИСНОВКИ.....	70

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	72
ДОДАТОК А.....	75
ДОДАТОК Б.....	76
ДОДАТОК В.....	78
ДОДАТОК Г.....	87
ДОДАТОК К	90
ДОДАТОК Л.....	91

ВСТУП

Актуальність дослідження. Розробка програмного модуля для відновлення кисті руки за допомогою електростимуляції стає дедалі актуальнішою у зв'язку з тим, що кількість пацієнтів, які потребують реабілітації, постійно зростає (особливо під час військових дій країни агресора проти України), а ефективність традиційних методів не завжди достатня. Одним із перспективних підходів до вирішення цієї проблеми є використання сучасних технологій електростимуляції для створення програмних модулів реабілітації. За допомогою електростимуляції можна ефективно стимулювати м'язи та нервові закінчення, сприяючи відновленню функцій кисті. Цей метод дозволяє спростити процес реабілітації за рахунок підвищеної легкості експлуатації, а також структура даної розробки дозволяє знизити витрати на побудування "рукавички", що в свою чергу робить її привабливішою для придбання користувачем, порівняно з її аналогами.

Метою дослідження є створення нового програмного модуля налаштування реабілітаційної «рукавички» для кисті руки, який би значно прискорив процес відновлення кисті після отриманих травм. Пристрій повинен бути зручним у використанні та ефективним у стимулюванні м'язів кисті. Передбачається, що цей пристрій буде використовувати сучасні технології, такі як електростимуляція для досягнення найкращих результатів. Крім того, важливою вимогою є безпечність пристрою, щоб він не викликав додаткових ушкоджень або дискомфорту у пацієнтів. Пристрій повинен бути доступним за ціною, щоб його могли використовувати якомога більше людей, які потребують реабілітації кисті руки.

Для досягнення мети необхідно розв'язати такі задачі:

1. здійснити аналіз існуючих методів та пристроїв для реабілітації кисті руки;
2. створити концептуальний дизайн пристрою, що включає основні функціональні можливості та характеристики;
3. обрати технології, які будуть використані в пристрої;
4. розробити загальний алгоритм роботи реабілітаційної «рукавички»;
5. розробити програмне забезпечення для пристрою;
6. здійснити тестування розробленого пристрою та проаналізувати результат його роботи.

Об'єктом дослідження є процес реабілітації кисті руки після травми.

Предметом дослідження є реабілітаційна «рукавичка» та програмний модуль її налаштування.

Методи дослідження. У процесі роботи над програмним модулем використовуються такі методи дослідження, як класифікація, узагальнення, математичне моделювання, прогнозування, спостереження та експеримент.

Практична цінність забезпечує алгоритми та схеми, що можуть бути використані у подальших розробках.

Апробація результатів. Результати опробувались на IX Фестивалі інноваційних проєктів «Sikorsky Challenge 2022: Інноваційна трансформація України» (Диплом переможця у номінації «Краща ідея стартапу»), також проєкт апробований в межах стартап школи «Sikorsky Challenge» м. Вінниця (диплом II ступеню, додаток Л).

Публікації. За результатами досліджень опубліковано тези доповіді на X Міжнародна науково-практична конференція “INNOVATIVE DEVELOPMENT OF SCIENCE, TECHNOLOGY AND EDUCATION” [1].

1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ АПАРАТНО-ПРОГРАМНИХ ЗАСОБІВ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ РУХУ КИСТІ РУКИ

1.1 Огляд існуючих концепцій пристроїв для реабілітації кисті руки

Реабілітація руки розглядається як комплекс заходів, спрямованих на відновлення функціональності кінцівки після травми або будь-якого іншого захворювання. Вона включає в себе вправи на зміцнення м'язового корсета, розвиток координації рухів, відновлення моторики руки. Для реабілітації руки можуть застосовуватися різноманітні методи, такі як масаж, вправи, лікувальна гімнастика та багато іншого. Реабілітація руки допомагає людині поліпшити функціональність кінцівки, позбутися болю та поліпшити якість життя. Сьогодні вітчизняними і зарубіжними дослідниками напрацьовано різноманітні концепції приладів для реабілітації кисті руки. Проаналізуємо найбільш відомі з них.

Існує певна варіативність пристроїв, які відновлюють кисть руки. Варіативність виражається у способі відновлення. Розглянемо такі варіанти: ультразвукова терапія, лазерна терапія, ударно-хвильова терапія, електростимуляція. Кожен з цих методів має свої переваги і підходить для різних типів пошкоджень і стадій реабілітації, дозволяючи обрати найбільш ефективний підхід для кожного пацієнта. Додатково, деякі пристрої можуть комбінувати кілька методів, забезпечуючи комплексний підхід до відновлення функцій кисті.

Ультразвукова терапія, або терапевтичний ультразвук, застосовує високочастотні звукові хвилі для створення м'якого тепла в тканинах тіла. Це тепло покращує кровообіг, допомагає прискорити загоєння, полегшує біль, зменшує запалення та підвищує еластичність тканин. Ультразвукові апарати випромінюють ці терапевтичні звукові хвилі через перетворювач, який контактує з поверхнею шкіри. Хвилі проникають глибоко в цільові тканини, генеруючи тепло та сприяючи процесу загоєння і релаксації [2].

Терапія використовує звукові хвилі на значно вищій частоті, ніж чутний діапазон, для створення тепла глибоко в тканинах тіла. Це збільшує кровообіг, що може прискорити загоєння, зменшити біль і знизити запалення. Також ефективно діє як при гострих, так і при хронічних станах, включаючи запалення, травми м'яких тканин, такі як розтягнення зв'язок, сухожилів, і навіть при переломах. Вона часто використовується в фізіотерапії.

Ударно-хвильова терапія, часто відома як екстракорпоральна ударно-хвильова терапія (ESWT), є неінвазивним методом лікування, який використовує акустичні хвилі для сприяння загоєнню тканин і зняття болю. Цей процес включає генерацію звукових хвиль високої енергії за допомогою електромагнітних імпульсів або стисненого повітря, які потім фокусуються на точній ділянці дискомфорту чи травми. Відомо, що ESWT стимулює кровообіг, вироблення колагену та регенерацію клітин, що сприяє загоєнню. Існує два основних типи ударно-хвильової терапії, які використовуються для лікування різних станів опорно-рухового апарату та прискорення загоєння тканин:

Сфокусована ударно-хвильова терапія (FSWT): FSWT використовує високоенергетичні ударні хвилі, які концентруються та доставляються точно до певної цільової точки всередині тіла, головним чином для впливу на глибокі тканини.

Радіальна ударно-хвильова терапія (RSWT): на відміну від сфокусованих ударних хвиль, RSWT розподіляє терапевтичну енергію ширше, охоплюючи більшу область лікування. ESWT застосовує механічні звукові хвилі високої енергії (терапевтичні ударні хвилі), щоб стимулювати загоєння в уражених ділянках кісток, сухожилів та інших м'яких тканин. Ці ударні хвилі викликають фізичні порушення або стимуляцію в тканинах, що сприяє покращенню кровотоку та процесу загоєння.

Цей метод також часто використовується для лікування хронічних болів або травм, таких як підошовний фасціїт, тенісний лікоть, тендинопатії плеча та деякі види переломів, які мають повільний процес загоєння [2].

Лазерна терапія - це передовий, сучасний та абсолютно безболісний метод лікування, який не має побічних ефектів. Вона ґрунтується на здатності концентрованого лазерного променя стимулювати організм людини за допомогою біостимулюючого ефекту. Під впливом лазерних імпульсів тканини покращується кровообіг, зменшуються відчуття болю, нормалізується обмін речовин, зменшується запалення, а час відновлення значно скорочується.

Дія лазерного випромінювання на тканини опорно-рухового апарату включає три рівні - клітинний, тканинний та системний. Світловий потік націлюється на живу тканину, де ферменти поглинають світло та активізують багато біохімічних процесів всередині. Це позитивно впливає на стан клітин - вони активно оновлюються та відновлюють тонус [3].

Також, природним чином спрацьовують механізми регенерації і мобілізуються ресурси організму. Фотомеханічні хвилеподібні коливання не пошкоджують структуру тканин, а навпаки, стимулюють лише корисний вплив. Це забезпечує швидкий та ефективний результат і мінімізує ризик ускладнень [4].

Електростимуляція використовує електричні імпульси для стимуляції м'язів та нервів. Цей метод часто використовується в фізіотерапії для реабілітації після травм, покращення кровообігу, зменшення болю та зменшення набряків.

Серед популярних типів є ТЕНС (трансдермальна електронейростимуляція), яка допомагає зменшувати біль, та НМЕС (нейром'язова електростимуляція), яка використовується для зміцнення м'язів і відновлення їх функцій після травм чи операцій.

Електростимуляція може бути корисною при лікуванні болів у спині, артриті, м'язовій атрофії, а також у випадках, коли потрібно покращити кровообіг та пришвидшити процеси відновлення тканин.

Відновити нормальні функції рук покликані спеціальні реабілітаційні тренажери, які застосовуються для впливу на певні м'язові групи [5].

Тренажери (від англ. train - виховувати, навчати, тренувати) - це механічні, електричні або комбіновані навчально-тренувальні пристрої, які штучно імітують різні навантаження або обставини (ситуації). Тренажери можуть бути навчальними, спортивними, реабілітаційними.

Засновником перших тренажерів і першого тренажерного залу був Вільгельм Зандер, який ще в 1864 заснував у Стокгольмі інститут, де були встановлені 27 розроблених ним машин. Тренажери ці були досить різноманітні: механічний кінь для аеробіки підключений до двигуна, який задавав ритм і зобов'язував йти в ногу з тренажером; тренажери для присідання і здійснення випадів; силові рами та інше. Потім у 19 столітті Ханріх Клінгерт створив пристрій, який чимось нагадував велотренажер. Конструкція його була дуже проста – стілець, до якого прикріплювалася дошка з руків'ям, а знизу були прироблені педалі. А вже в 1952 році з'явився перший прототип бігової доріжки, далі еліптичні тренажери, степ пери тощо. Каркас конструкцій тренажерів минулого був в основному з дерева, а в якості обважнення використовувалась власна вага, що істотно обмежувало можливості тренажера в порівнянні з сучасними [6].

В останні роки фахівцями розроблено значну кількість пристосувань, що допомагають пацієнтам шляхом тренувань прийти в норму. Серед таких тренажерів можна назвати:

- термопластичні динамічні шини для рук, що призначаються для лікування травм розгинальних сухожилів. Вони виготовляються з термопластичного матеріалу з внутрішнім махровим покриттям, і при травмах розгинальних сухожилів забезпечують контрольований рух та запобігають утворенню спайок [7];

- гіроскопічні тренажери, які тренують і розробляють кисті та передпліччя рук. Їх використовують для підтримки і розробки м'язів рук, зняття стресу та напруги. Такі тренажери складаються з невеликої кулі, яка поміщається в кисть руки, всередині кулі знаходиться гіроскоп, спеціальний шнур, за допомогою

якого і запускається цей гіроскоп. Після того, як за допомогою шнура або пальцями запустити сферу, він починає обертатися і набирати обертів, тим самим чинить опір на руку. Набравши певну швидкість обертання, куля починає вириватися з рук, щоб його утримати потрібно дати додаткове навантаження на кисть. Гіроскопічні тренажери мають свої переваги і недоліки: вони покращують гнучкість рук, допомагають позбутися від здавлювання нервів верхніх кінцівок без хірургічного втручання; підходять для тренування рук людей будь-якого віку [8];

- реабілітаційна функціональна апаратура для механотерапії, яка функціонує на поєднанні гнучкої робототехніки і нейронауки з гнучкими пневматичними біонічними м'язами як джерелом енергії. Цей прилад допомагає користувачам проводити тренування за допомогою вправ, покращити рухливість рук і прискорити процес відновлення функції рук на трьох рівнях нервів, мозку і м'язів; у поєднанні з технологією гнучких роботів і нейронаукою він може допомогти пацієнтам оволодіти стисканням і розтисканням пальців, зменшити напругу м'язів кисті, зняти набряк і скутість, покращити активність кисті та прискорити відновлення функції кисті [9].

Регулярне використання цих та інших тренажерів, на думку їх розробників, допомагає активізувати кровообіг, збільшити тонус і силу м'язів, усунути м'язові спазми та скоротити час відновного періоду.

Добре відомі й такі прилади для відновлення верхніх кінцівок як бандажі на променево-зап'ястковий суглоб. Бандаж на зап'ястя - це спеціальний медичний прилад, що призначений для фіксації та підтримки зап'ястя. Він складається з еластичної тканини або нейлону та має затягувальний елемент, що дозволяє регулювати ступінь стискання. Бандаж використовується при лікуванні та відновленні після травм, а також при захворюваннях суглобів.

Для відновлення функцій руки використовується і роботизований екзоскелет. Цей метод нейрореабілітації застосовується при повній або частковій втраті функції верхніх кінцівок в результаті захворювань центральної нервової

системи (наприклад, через інсульт). Він стимулює функції м'язів і нервової системи і, подібно іншим методам реабілітації, відновлює рухові навички, поліпшує загальний стан пацієнта, покращує силу захоплення і знову організовує руховий процес в центральній нервовій системі.

Концепція терапії роботизованого екзоскелета полягає в тому, що це терапевтичний метод, заснований на виконанні пацієнтом повторюваних інтенсивних рухів пошкодженою рукою при допомозі і підтримці персоналу, а також апаратного пристрою. Під час виконання вправ пацієнт залишається мотивованим. Цей факт є значущим в досягненні позитивного результату. Терапія Armeo призводить до поступової реорганізації мозку, що в підсумку дозволяє відновити, і розвинути моторні функції руки і плеча. При цьому Armeo не виключає інших реабілітаційних заходів, вони проводяться в комплексі [10].

Відновлення функції верхньої кінцівки (кисті) можлива і за допомогою мехатронного реабілітаційного пристрою, що використовується для реабілітації при порушенні моторної функції дистальних відділів верхніх кінцівок. Пристрій імітує рух природного захоплення і рух кисті руки за допомогою запатентованого механізму. Рух і сила можуть бути відрегульовані в залежності від потреб і стану пацієнта. Під час лікування пацієнт розташовується в зручному положенні перед пристроєм. Рука пацієнта підтримується, а пальці приєднуються до пристрою. Таким чином, пацієнт підготовлений до серії автоматичних рухів. Залежно від вимог і стану пацієнта, виконуються пасивні або активні рухи. Характеристика рухів (сила пальців і т.д.) фіксується датчиками і зберігається на пристрої. Надалі, ця інформація дозволяє відстежувати і корегувати ефективність терапії.

1.2 Огляд існуючих пристроїв для реабілітації кисті руки

За даними ВООЗ, щорічно у світі страждають мільйони людей від інсульту та травм. Інсульт є другою провідною причиною смерті, відповідаючи приблизно за 11 відсотків усіх смертей у світі. Щороку від інсульту страждає 15 мільйонів людей, з них 5 мільйонів гинуть, а ще 5 мільйонів залишаються інвалідами назавжди. Травми також є серйозною проблемою, вони можуть виникати внаслідок різних причин, включаючи аварії, спортивні травми, нещасні випадки на роботі та побутові травми. Травми можуть призвести до обмеження функцій тіла, включаючи руки, що може суттєво вплинути на якість життя постраждалих.

Травми кисті руки дуже поширені і різноманітні: забої, вивихи, переломи, рани, пошкодження сухожиль, пошкодження зв'язок променево-зап'ясткового суглоба, яке може виникнути в результаті падіння на руку, різкому підйомі важких предметів, ударі чи перерозтягненні. Деякі з цих травм можуть потребувати оперативного лікування. Те, як на людину вплине травма, залежить від її локалізації, тяжкості та того, як швидко постраждалий отримає лікування.

Рання медична допомога та ефективна реабілітація є вирішальними факторами в відновленні функції рук та загальної функціональності тіла. Розробка реабілітаційних пристроїв та методів є необхідною для відновлення функції рук у цих пацієнтах, щоб допомогти їм відновити рухливість та функціональність після інсульту або травматичних подій. Це може включати в себе розробку спеціальних пристроїв для реабілітації рук, методів фізіотерапії та окупаційної терапії, а також програм реабілітації, які допомагають пацієнтам повернутися до нормального життя.

Вивчення наявних пристроїв для реабілітації кінцівки руки допомагає визначити ефективні підходи та інноваційні рішення для відновлення рухових функцій після травм.

Розглянемо декілька прикладів:

Апарат реабілітації руки SY-HR06E — це сучасне рішення для відновлення функцій рук у постінсультний період. Він об'єднує технології роботизованого екзоскелета та нейробіології, включаючи активні та пасивні тренування. Цей апарат охоплює всі етапи реабілітації, допомагаючи пацієнтам відновлювати рухові функції рук за допомогою серії вправ. Це дозволяє пацієнтам повернути здатність до повноцінної роботи рук, зменшуючи потребу у відвідуванні реабілітаційних центрів [11].



Рисунок 1.1 – опис пристрою «SY-HR06E»

Цей прилад має сім режимів реабілітації: пасивне згинання та розгинання, розробка одного або декількох пальців, тренування з завданнями, асистивне тренування, інноваційна реабілітація з дзеркальним тренуванням руки, тренування в режимі гри, реабілітація з навантаженням.

Режим: пасивне згинання та розгинання.

Під час пасивного тренування реабілітаційна рукавичка сприяє виконанню рухів згинання та розгинання пальців пошкодженої руки. Пацієнт може спостерігати тривимірну модель своєї руки на екрані. Ця реабілітаційна рукавичка дозволяє налаштовувати швидкість і інтенсивність рухів, відповідно до потреб пацієнтів на різних стадіях відновлення після інсульту.

Режим: тренування з завданнями.

Завдяки вродженій здатності мозку до нейропластичності, пацієнти можуть відновлювати рухові функції рук через спеціальні тренування. Використання реабілітаційної рукавички разом з тривимірною анімацією на екрані дозволяє пацієнтам взаємодіяти з реальними об'єктами. Це покращує процес реабілітації і допомагає відновити здатність користуватися руками в повсякденному житті.

Режим: інноваційна реабілітація з дзеркальним тренуванням руки.

Під час виконання вправи "Дзеркальне тренування" з використанням роботизованої рукавички, здорова рука керує рухами ураженої руки, забезпечуючи їх синхронізацію. Одночасні візуальні та відчутні ефекти сприяють стимуляції нейропластичності пацієнта. Метод тренування, який використовує дзеркальне відображення рухів здорової руки, є науково обґрунтованим та ефективним для відновлення функціональності рук.



Рисунок 1.2 – приклад дзеркального режиму

Режим: асистивне тренування.

Реабілітаційні рукавички сприяють фіксації слабких активних рухів пацієнта, підтримуючи його у зміцненні рухів та завершенні активних дій. Ці рукавички активізують біологічні зворотні зв'язки, що впливають на перебудову нейронної мережі та сприяють покращенню усвідомлення пацієнтом виконання рухів.

Режим: реабілітація в режимі гри.

Мультифункціональні комбіновані ігри для рук покращують реабілітацію руки, сприяючи покращенню активності пацієнтів. Апарат дозволяє регулювати складність гри залежно від рухливості руки пацієнта.

Другий у списку у нас прилад-масажер. Апарат ударно-імпульсного вакуумного масажу DrumRoll V-02, розроблений фахівцями компанії Alvi Prague з Чехії та України, є першим доступним українським рішенням у галузі апаратної фізіотерапії. Цей пристрій об'єднує три методи впливу - вакуум, високочастотні імпульси та інфрачервоне прогрівання. На відміну від попередніх апаратів, які належали до вищого цінового сегменту, DrumRoll V-02 доступний як для великих клінік естетичної медицини або елітних спа-салонів, так і для косметологічних кабінетів, що розпочинають свою діяльність [12].



Рисунок 1.3 – апарат DrumRoll V-02

Слово "drum roll" у англійській мові перекладається як "барабанний дріб". Це назва вказує на високочастотний ударно-імпульсний ефект, який застосовується на шкірі та глибоких тканинах. Водночас, вона підкреслює впровадження нових комбінованих технологій у сфері апаратної косметології, що успішно коригують різноманітні естетичні недоліки.

Який принцип роботи апарату? Основою фізіотерапевтичного впливу є багатофункціональна маніпула, що з'єднана з корпусом апарату за допомогою пневмопроводу та кабелю управління. Малошумний вакуумний компресор Vacuum Pro створює в зоні впливу розрідження повітря. Тиск у цій зоні коливається від 150 до 620 мм рт. ст. при нормальному значенні 760. Важливо, що тиск знижується як постійно, так і дробно, з частотою до 15 зтяжок на секунду, створюючи так званий "барабанний дріб", відомий з назви апарату.

Високочастотні вакуумні захоплення шкірних складок забезпечують істотний струс для тканин. Згідно з законами гідродинаміки, вміст капілярів, лімфатичних судин та міжклітинного простору спрямовуються то в зону низького тиску, то знову назад. Висока частота зтяжок робить процедуру абсолютно безболісною для пацієнта.

Окрім вакуумного масажу, апарат також впливає на поверхню тіла імпульсами заданої потужності та частоти, а також інфрачервоним

прогріванням, що можна порівняти з мініатюрною ІЧ-сауною. Маніпула забезпечує нагрівання в діапазоні від +33 °С до +50 °С, що забезпечує комфортні умови для проведення процедури. Робота апарату передбачає різноманітні режими, кількість яких досягає кількох десятків, і вони обираються залежно від локалізації впливу та конкретної проблеми, яка турбує пацієнта.

Апарат ударно-імпульсного вакуумного масажу може працювати у двох режимах: повністю ручному або програмованому. У другому випадку завдання лікаря-косметолога полягає лише у переміщенні маніпули по проблемній зоні, а всі інші операції виконує автоматика.

У комплекті апарату ударно-імпульсного масажу є одна функціональна насадка, яку можна використовувати на будь-яких ділянках тіла та для різних типів шкіри. Це спрощує роботу лікаря-косметолога та зменшує витрати на обладнання.

Вакуумний масаж, електромагнітні імпульси та інфрачервоне прогрівання в комплексі забезпечують:

- Глибоке стимулювання епідермісу та дерми, м'язів, нервових закінчень, судин та капілярів.
- Поляризацію молекул міжклітинної рідини та клітинної цитоплазми.
- Підвищення проникності клітинних мембран, що призводить до поліпшення газообміну і метаболізму в тканинах.
- Активізацію синтезу АТФ.
- Прискорену регенерацію білкового матриксу.
- Розщеплення жирів.

Інфрачервоне прогрівання підвищує температуру в зоні впливу до 42-50°C, що сприяє інтенсивному виведенню токсинів та метаболітів через пори та канали потових та сальних залоз.

1.3 Постановка задачі дослідження

Здійснивши аналіз сучасного стану розробки апаратно-програмних засобів для відновлення функцій верхніх кінцівок, проаналізувавши існуючі концепції, які лежать в основі розробки таких пристроїв та розглянувши описи самих вже відомих пристроїв для реабілітації кисті руки, ми дійшли висновку, що необхідно розвивати далі цей процес, створювати нові зручні, мобільні та доступні прилади з використанням сучасних інформаційних технологій. До цього нас спонукала ще й особиста зацікавленість, тому що мій батько важко травмував руку і проходив довгий шлях реабілітації для її відновлення.

Тому першим завданням ми визначили розробити модель пристрою, який ми назвали “GROMM” (Glove-restorer of muscular mobility). Така модель вперше представлена на XI Фестивалі інноваційних проєктів “Sikorsky Challenge 2022” в м. Києві.



Рисунок 1.4 – Титульна сторінка презентації моделі “GROMM” на XI Фестивалі інноваційних проєктів “Sikorsky Challenge 2022”



Рисунок 1.5 – Захист розробленої нами моделі “GROMM”
на XI Фестивалі інноваційних проєктів “Sikorsky Challenge 2022”



Рисунок 1.6 – інформація про наш винахід “GROMM” на “Суспільному радіо”

Розробка пристрою для реабілітації кисті руки, який не потребує зовнішнього інтерфейсу або налаштування, але здатний самостійно адаптуватися під потреби конкретного користувача. Важливою частиною проєкту є розробка апаратної складової пристрою, яка автоматично реагує на рухи травмованої руки без внутрішнього введення вхідних даних або команд. Для досягнення мети необхідно створити алгоритм, що дозволить пристрою визначати потреби користувача на основі аналізу його рухів та фізичних здібностей.

Також необхідно реалізувати механізм автоматичного налаштування робочих параметрів пристрою, таких як інтенсивність стимуляції та амплітуда рухів, з урахуванням потреб користувача. Під час розробки необхідно врахувати безпеку використання пристрою та забезпечити комфорт для користувача, уникнувши виникнення травм або дискомфорту. Завершальним етапом є проведення тестування пристрою з реальними користувачами для оцінки ефективності та зручності його використання у реальних умовах.

1.4 Висновок

Обґрунтовано актуальність теми створення реабілітаційної «рукавички» для кисті руки.

Виконано огляд існуючих концепцій пристроїв для реабілітації кисті руки, охоплюючи механічні, електромеханічні та біомеханічні системи. Визначено основні переваги та недоліки кожної концепції, а також перспективи розвитку реабілітаційних технологій.

Розглянуто існуючі пристрої для реабілітації кисті руки, представлені на ринку, їхні функціональні можливості, ефективність у клінічному використанні. Проведено порівняльний аналіз різних моделей, що дозволило виявити найбільш успішні рішення та їхні обмеження.

Визначено основні цілі та вимоги до розробки нового реабілітаційного пристрою для кисті руки. Окреслено необхідні функціональні можливості, критерії оцінки успішності розробки. Обґрунтовано необхідність створення пристрою, що поєднує високу ефективність з простотою використання.

На основі здійсненого аналізу визначено завдання для подальшої розробки. Новий пристрій повинен враховувати всі виявлені переваги та усувати недоліки наявних систем. Важливо створити автоматизовану систему, що здатна самостійно адаптуватися до потреб кожного пацієнта, забезпечуючи високу точність і надійність у реабілітаційних процесах.

2 РОЗРОБКА РЕАБІЛІТАЦІЙНОЇ РУКАВИЧКИ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ РУХУ

2.1 Розробка функціональної схеми реабілітаційного пристрою

Так як реабілітаційна рукавичка має виконувати лікувальні функції, усі її функціональні частини та алгоритми мають бути продумані до дрібниць, аби не завдати шкоди організму людини. Між отриманням даних датчиком до подавання розряду на частину тіла відбувається величезна кількість процесів, що реалізуються як апаратними, так і програмними засобами [13].

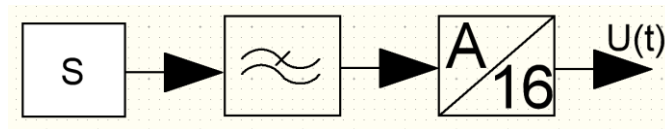


Рисунок 2.1 – Функціональна схема модуля отримання та попередньої обробки сигналів

Для стабільності і точності вимірювань, сигнал з датчика треба підсилити. Наступним етапом є фільтрація високочастотних складових для покращення якості і спрощення наступних обробок. Після цих операцій отриманий сигнал потрапляє на вхід 16-бітного АЦП, що і є завершенням апаратної обробки вхідного сигналу.

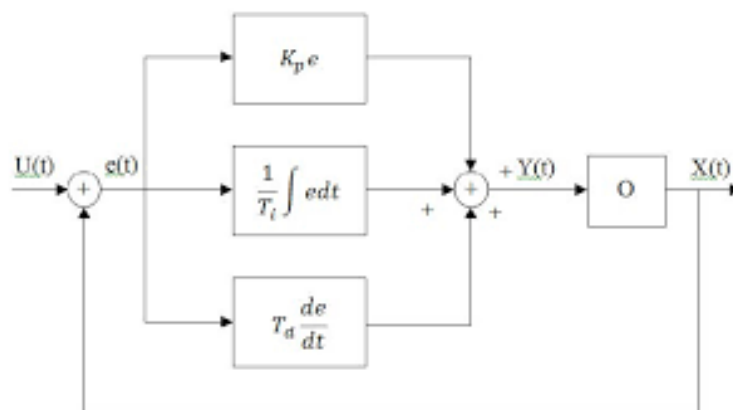


Рисунок 2.2 - Функціональна схема модуля опрацювання отриманих даних

Одразу після оцифрування дані подаються на суматор, що обмежує максимальну потужність сигналу.

З виходу суматора дані потрапляють на ПІД регулятор, що необхідний для адаптації під манеру використання пристрою користувачем.

Останнім етапом обробки вхідного сигналу є обчислювальний пристрій, що аналізує попередні дані, визначає різницю між попередніми та актуальними обробленими даними з сенсора та обраховує необхідний проміжок часу, який палець піддаватиметься впливу струму.

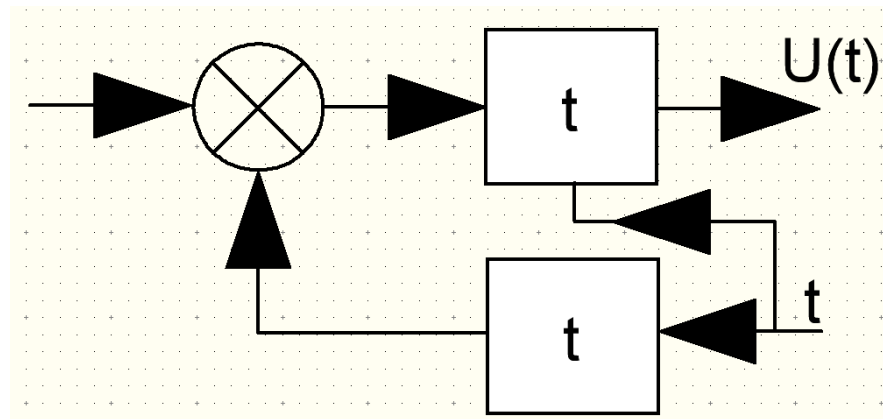


Рисунок 2.3 - Функціональна схема модуля генерації та корегування вихідного сигналу

Проміжок часу подається на швидкодіючий суматор, де порівнюється та сумується з часом попереднього впливу струму. Це необхідно для автоматичного підлаштування пристрою під опір тіла людини. Вихід суматора подається на таймер, де апаратними можливостями таймеру мікроконтролера генерується одиночний імпульс заданої тривалості.

Окрім того на таймер заводиться сигнал перевищення струму, що протікає через тіло, і примусово зупиняє подачу вихідного сигналу.

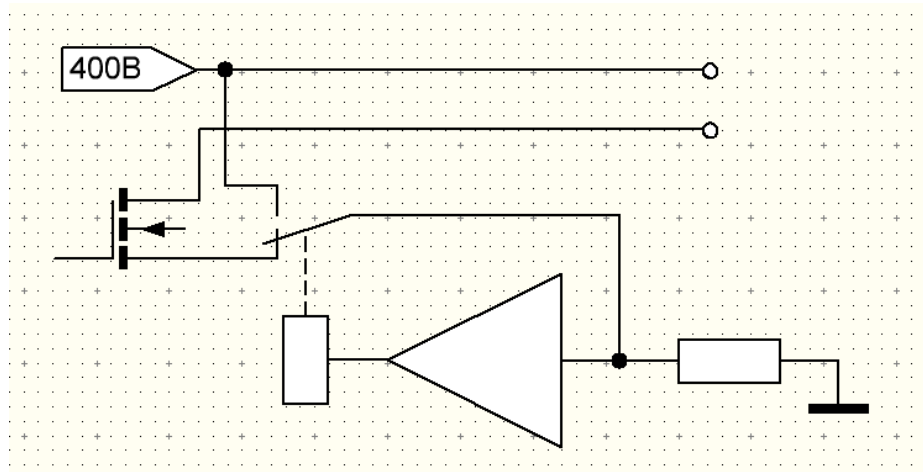


Рисунок 2.4 - Функціональна схема модуля аварійного захисту

Вихід таймера мікроконтролера подається на вихідний високовольтний каскад, який в свою чергу, обладнаний апаратним захистом від перевищення струму. Цей захист необхідний аби забезпечити організм від надмірного протікання струму в результаті позаштатних ситуацій. Блок захисту знімає напругу з ключового елемента, створює коротке замикання на високовольтній лінії живлення, що в свою чергу виводить з ладу запобіжник та знеструмлює всі токопровідні елементи, що знаходяться за межами блоку контролю живлення.

Обов'язковими умовами при розробці алгоритму були точність проміжків часу та автоматичне підлаштування під користувача та види навантажень. Окрім того, для стабільності і захисту від збоїв, увесь цикл роботи програми розроблявся таким чином, аби не було зайвих затримок на будь-якій ділянці програми.

Що стосується реалізації захисту - всі програмні алгоритми доповнювалися апаратними. Таке рішення унеможливорює враження електричним струмом, що може призвести до негативних наслідків.

2.2 Розробка вузлів пристрою для відновлення руху кисті руки

Пристрій для відновлення руху пальців руки є складним пристроєм, що складається з багатьох вузлів, котрі об'єднуються в єдину систему. Однак, для зручності реалізації та розуміння процесів, увесь пристрій можна розбити на окремі модулі, що виконують свою власну функцію, а модулі на складові блоки, що відповідають за окремі процеси у функціонуванні пристрою.

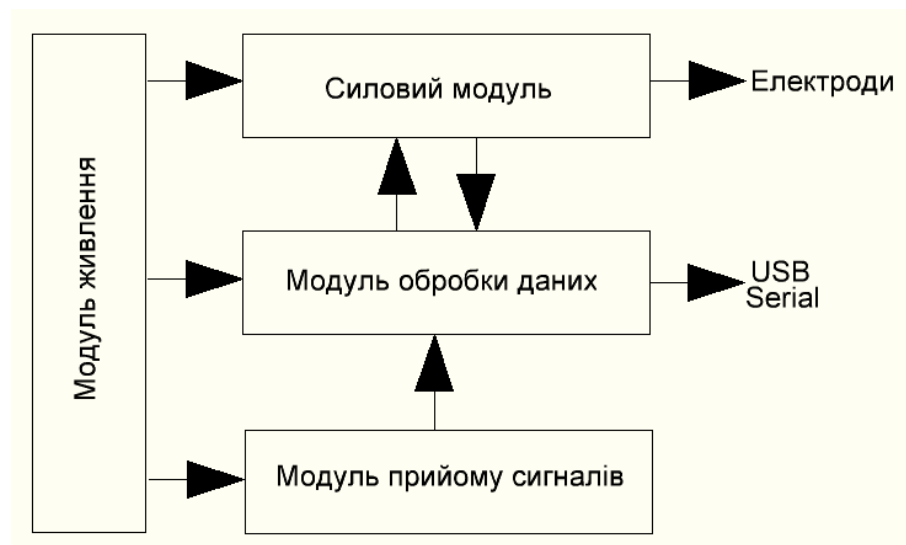


Рисунок 2.5 - Загальна блок схема пристрою

Розглянемо структурні схеми кожного з блоків.

Модуль живлення:

- Блок заряду акумулятора
- Безпосередньо сам акумулятор з блоком захисту
- Контролер живлення
- Блок генерації високої напруги

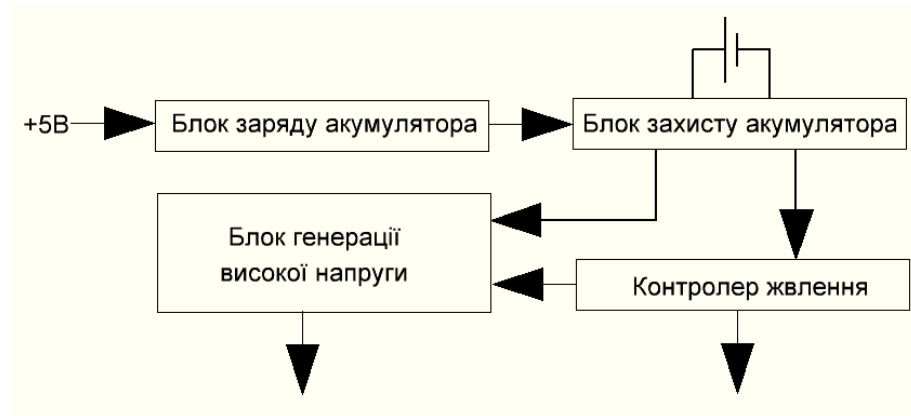


Рисунок 2.6 - Блок схема модуля живлення

Модуль прийому сигналів:

- Джерело прецензійної напруги для живлення датчиків
- Датчики згину
- Блоки підсилення та попередньої фільтрації

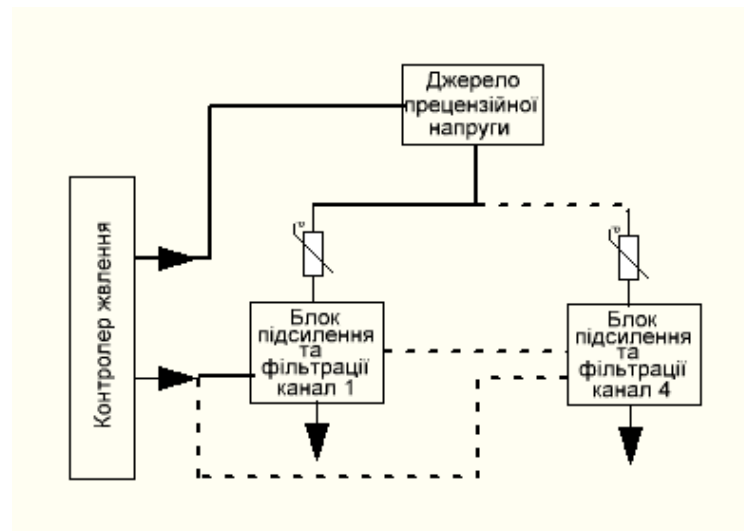


Рисунок 2.7 - Блок схема модуля зчитування та фільтрації сигналів

Модуль обробки даних:

- Аналогово-цифровий перетворювач
- блок цифрової обробки даних
- блок контролю робочого струму
- USB інтерфейс для відлагоджування та налаштування

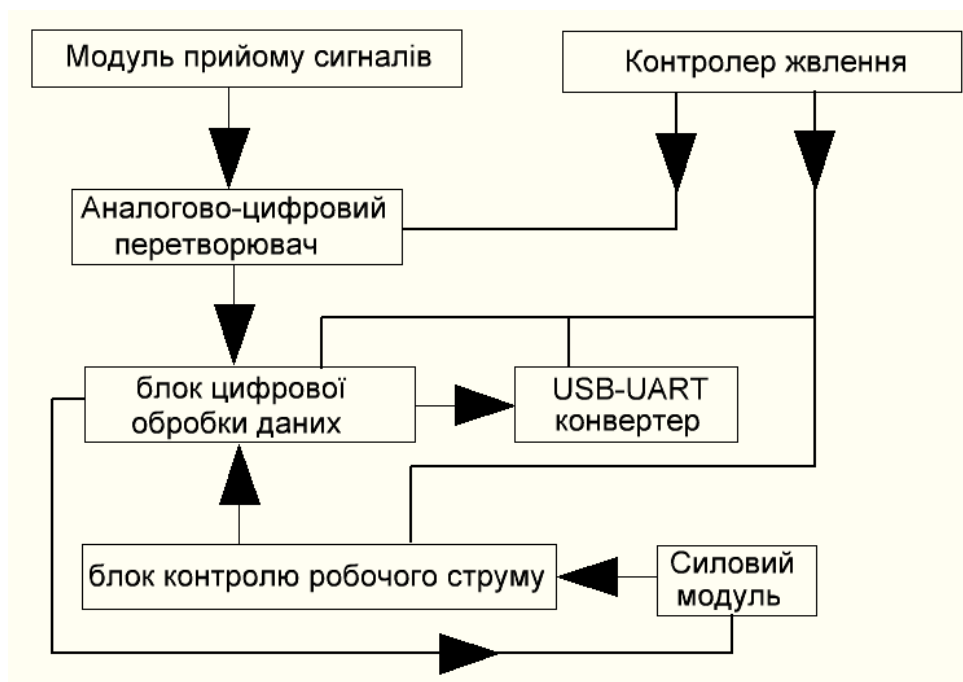


Рисунок 2.8 - Блок схема модуля цифрової обробки даних

Силовий модуль:

- драйвери польових транзисторів
- силові елементи
- блок аварійного захисту
- електроди

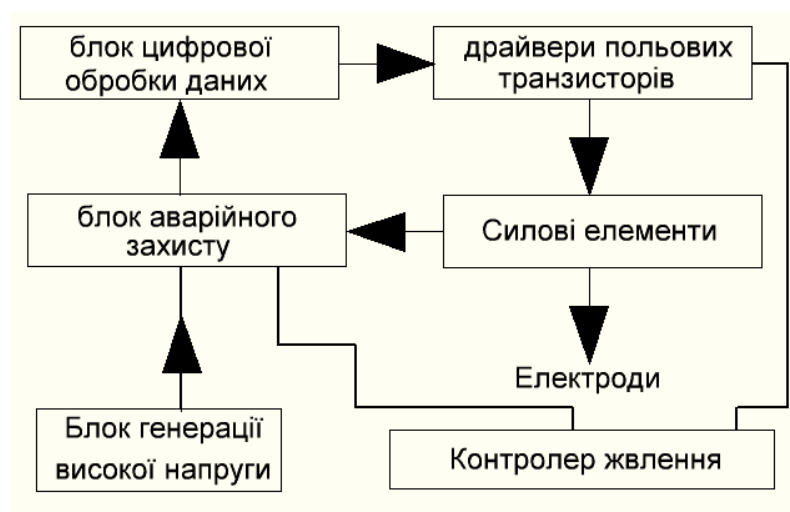


Рисунок 2.9 - Блок схема силового модуля

2.3 Розробка загального алгоритму програми реабілітаційного пристрою

Алгоритми пристрою для реабілітації кисті руки забезпечують ефективну та автоматизовану роботу системи, дозволяючи їй адаптуватися до індивідуальних потреб користувача та забезпечувати високий рівень точності та ефективності в реабілітаційних процесах.

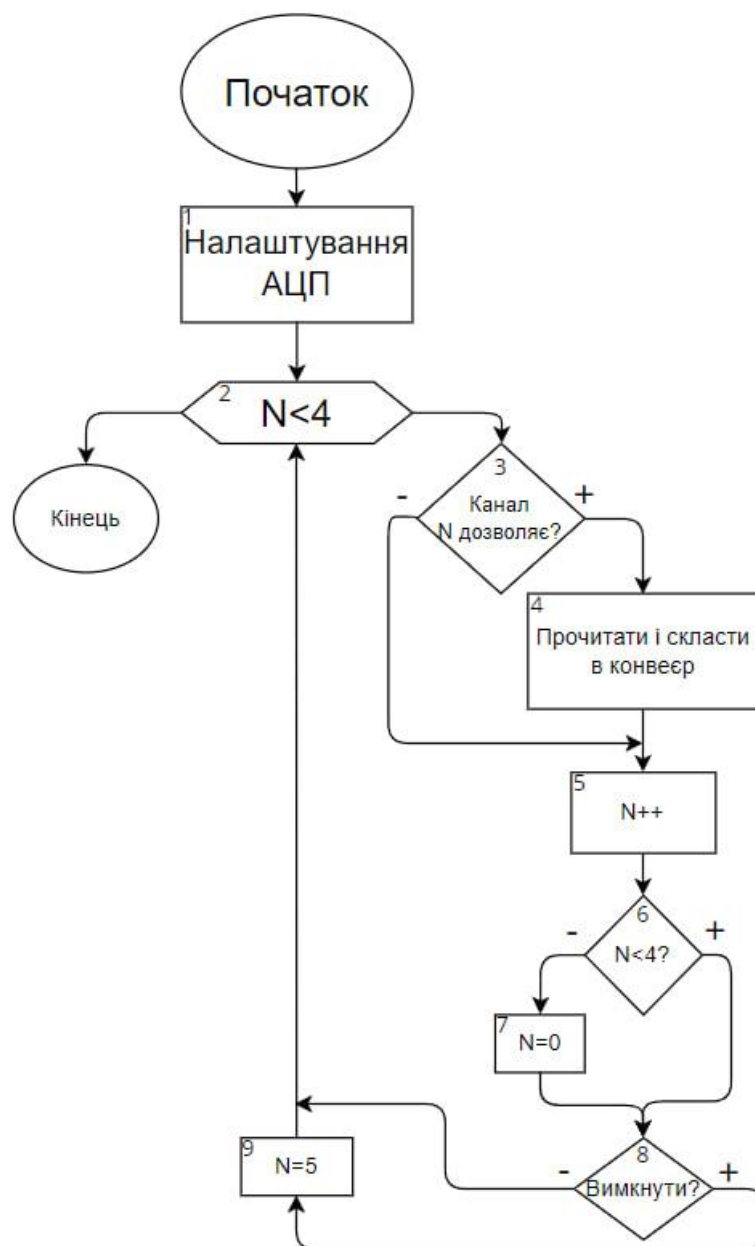


Рисунок 2.10 – Алгоритм отримання інформації

Робота алгоритму отримання інформації:

1. Передача по SPI інтерфейсу конфігураційних бітів для налаштування частоти дискретизації розрядності та типу вхідного каскаду аналогового цифрового перетворювача.
2. Основний цикл програми в якому перевіряється номер каналу, якщо вибрана функція вимкнення номер каналу стає більшим за кількість каналів.
3. Перевіряємо чи номер каналу не зайнятий функцією з вищим пріоритетом. Якщо канал не зайнятий ми переходимо до пункту чотири, інакше пункт чотири пропускаємо.
4. Отримуємо дані з каналу аналого цифрового перетворювача і складаємо їх в масив для подальших опрацювань.
5. Переходимо до наступного каналу 6, якщо номер каналу менший за кількість каналів то переходимо до наступного пункту. Інакше номер каналу обнуляється.
6. Перевіряємо чи з'явився прапорець вимкнення, якщо ні то повертаємося на початок циклу. Якщо з'явився переходимо до пункту 9.
7. При наявності команди вимкнення пункт 9 присвоює для лічильника номер більший ніж кількість каналів, що в свою чергу призводить до виходу з основного циклу та завершення роботи програми.

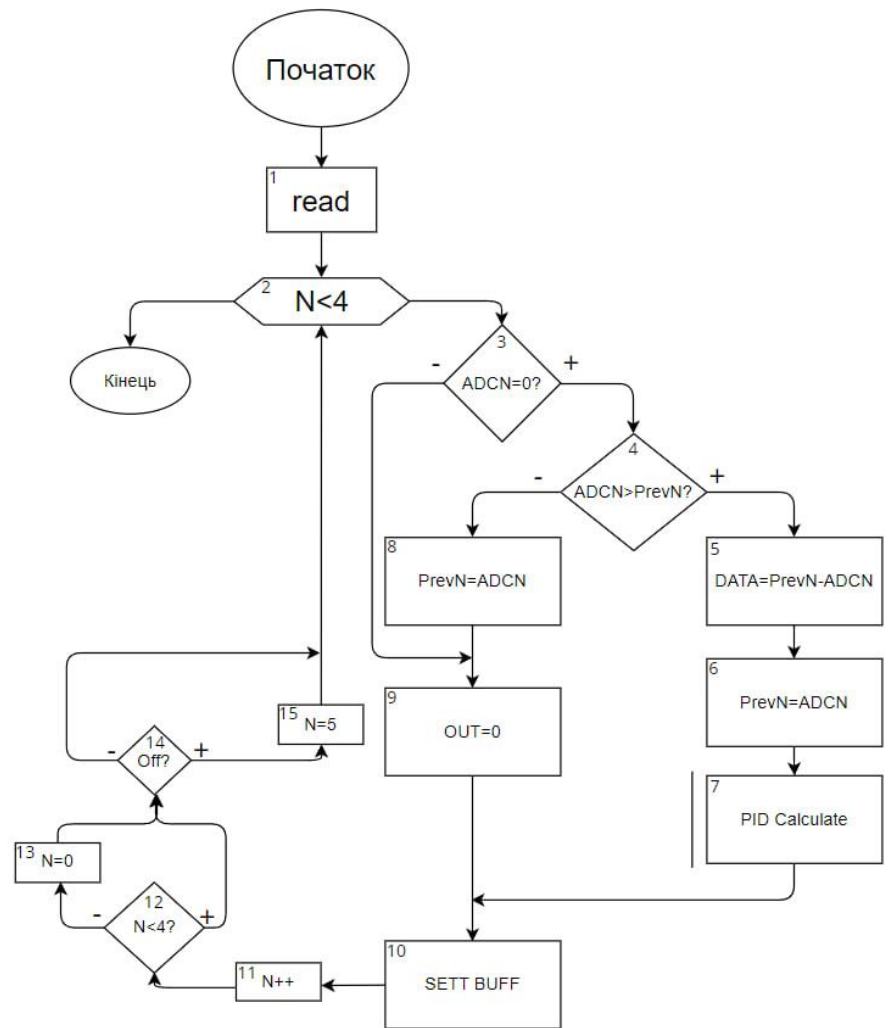


Рисунок 2.11 – Алгоритм опрацювання інформації

Робота алгоритму опрацювання інформації:

1. Отримання параметрів з flash пам'яті контролера.
2. Основний цикл функції.
3. Перевіряємо чи отримано нові дані з АЦП.
4. Перевіряємо чи нові дані більше за попередні, що вказує на спробу згину пальця.
5. Визначаємо силу згину, порівняно з попереднім значенням.
6. Зберігаємо нове значення положення.
7. Опрацьовуємо дані з використанням ПІД регулятора для збільшення плавності рухів.

8. Якщо нові дані менші за попередні, отже палець розгинається і ми не рахуємо нове значення для ЦАП.
9. Вимикаємо подачу напруги.
10. Оновлюємо дані для запису в ЦАП.
11. Переходимо до каналу 12, якщо номер каналу менший за кількість каналів, то переходимо до наступного пункту. Інакше номер каналу обнуляється.
12. Перевіряємо, чи з'явився прапорець вимкнення. Якщо ні, повертаємося на початок циклу, а якщо з'явився, то переходимо до пункту 15.
13. Якщо отримана команда вимкнення, пункт 15 присвоює лічильнику значення, яке перевищує кількість каналів, що призводить до виходу з основного циклу і завершення роботи програми.

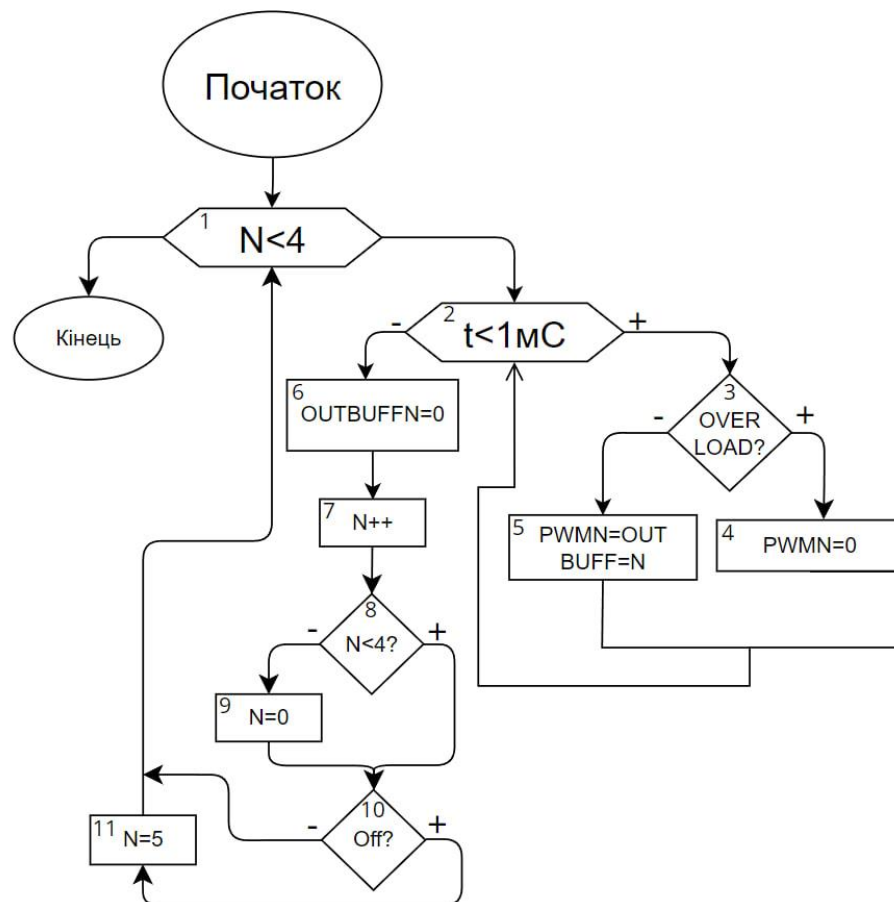


Рисунок 2.12 – Алгоритм роботи і обчислення силового модуля.

1. Основний цикл функції.
2. Запуск таймера на одну мілісекунду. Одна мілісекунда – це максимальний час впливу на один канал.
3. Перевіряємо чи немає перенавантаження по струму.
4. Якщо перенавантаження по струму, знімаємо напругу з електрода 5. Якщо немає перенавантаження подаємо напругу за допомогою шим сигналу, на значення, що записане у буфері відповідного каналу.
5. Переходимо до каналу 8, якщо номер каналу менший за загальну кількість каналів. В іншому випадку, номер каналу встановлюється на нуль, після чого виконується наступний пункт.
6. Перевіряємо наявність прапорця вимкнення. Якщо він відсутній, повертаємося до початку циклу. Якщо він з'явився, переходимо до пункту 11.
7. Якщо отримано команду вимкнення, пункт 11 встановлює значення лічильника, яке перевищує кількість каналів, що призводить до виходу з основного циклу і завершення роботи програми.

2.4 Обґрунтування вибору комплектуючих для пристрою для реабілітації кисті

Пристрій отримання даних.

Для отримання даних про рух пальців було опрацьовано певну кількість варіантів, кожен з яких мав як свої переваги, так і недоліки.

- Металеві електроди для отримання електричних імпульсів про скорочення м'язів. Перевагами такого датчика є висока точність отримання сигналів і відсутність зчитуючого елементу на долоні. Проте від даного методу відмовилися через необхідність виготовлення індивідуальної матриці датчиків під кожного конкретного пацієнта. Окрім того, збільшується ризик потрапляння

високої напруги на чутливі вхідні ланцюги, що в свою чергу може спровокувати вихід їх з ладу.

- Тензометрична пластина. До переваг даного пристрою зчитування можна віднести її малі розміри, що дозволило б досить точно отримувати дані про найменші рухи пальцями, але в той же час необхідно було б використати декілька таких пластин. Проте від такого сенсора відмовилися через низьку повторюваність, необхідність використання вимірювального мосту і підбору його елементів.

- Flex sensor. Він працює за тим самим принципом, що і тензометрична пластина, але має свої як переваги, так і недоліки. До переваг даного сенсора відноситься висока чутливість, що дозволяє позбутися мосту уітстона. Окрім того даний сенсор має велику довжину, що дозволяє використовувати один сенсор на палець. До недоліків можна віднести хибні спрацювання і нестабільність опору, проте це легко компенсується фільтром низьких частот.

- Rail-to-Rail операційний підсилювач був використаний через такі особливості, як висока швидкодія і розмах вхідного та вихідного сигналу від 0В до напруги живлення. Це дозволило збільшити коефіцієнт підсилення, а отже і більш ефективно використовувати розрядність аналого-цифрового перетворювача (АЦП). Разом з тим великий вхідний опір підсилювача дозволяє використовувати в ланцюгу негативного зворотного зв'язку резистори номіналом у мегаоми, що в свою чергу зменшить похибку зчитування сенсора. Окрім того, даний тип операційного підсилювача має малі власні шуми і є стійким до зовнішніх електромагнітних завад. В процесі розробки був вибраний ОП з лінійки LMV3xx, через ще одну перевагу, а саме вбудований захисний діод з малою ємністю р-п переходу на входах пристрою.

Розглядався варіант прибрати взагалі буферний каскад, проте виявилось, що неефективно використовується розрядність АЦП. Окрім того прості та недорогі АЦП працюють за технологією послідовного наближення і мультиплексор вносить додаткову похибку в показники сенсора.

Стандартні операційні підсилювачі недоцільно використовувати у зв'язку з меншим діапазоном вихідної напруги і більшим споживанням струму входами.

Для опрацювання даних сенсора обчислювальним пристроєм необхідно використати аналогово-цифровий перетворювач. У перших прототипах був використаний вбудований у мікроконтролер АЦП. Це спрощувало схему та знижувало вартість кінцевого пристрою. Проте такі АЦП мають великі власні шуми через нестабільність опорної напруги і впливи обчислювального ядра та іншої периферії. Окрім того, для таких АЦП неможливо реалізувати прецизійну напругу живлення.

Використання чотирьох одноканальних АЦП здорожувало конструкцію, ускладнювало виготовлення друкованої плати та написання алгоритму.

Був використаний чотирьохканальний АЦП. Він має малі шуми, порівняно з вбудованим у мікроконтролер, низьку ціну, мультиплексований вхід, велику розрядність і частоту дискретизації. Мікроконтролер працює з даним АЦП через зручний і швидкий SPI інтерфейс.

- Мікроконтролер серії STM32F4 був вибраний, в першу чергу через його доступність, потужне обчислювальне ядро Cortex-M4 і вбудований сигнальний процесор (DSP) для пришвидшення операцій над числами з плаваючою комою. Окрім того, перевагами даного контролера є висока тактова частота, великий об'єм пам'яті, наявність всіх необхідних інтерфейсів, безкоштовне офіційне середовище розробки і гнучкість налаштувань периферії.

Серед протестованих були мікроконтролер серії AVR. Проте були відкинуті через низьку тактову частоту та слабкі обчислювальні можливості.

Мікроконтролер серії ESP32 обладнаний малою кількістю ІО портів, має велике енергоспоживання. Окрім того, контролер не стійкий до зовнішніх електромагнітних впливів.

Мікроконтролери серії STM32F0, STM32F1 або STM32L1 були відкинуті через малі об'єми пам'яті та відсутність DSP.

Мікроконтролер серії STM32F7 має невиправдано високу вартість, надмірні характеристики і високе енергоспоживання.

Для генерації високої напруги розглядалися декілька схемотехнічних варіантів.

- накопичувальний дросель з генератором ШИМ сигналу апаратним таймером мікроконтролера. Даний метод був відкинтий через малий струм та напругу виходу мікроконтролера, необхідність встановлення додаткового драйвера польового транзистора. Окрім того, могли виникнути проблеми зі зворотнім зв'язком по напрузі та струмові, оскільки може статися збій у роботі мікроконтролера;

- мікросхема NE555 і накопичувальний дросель. Експерименти з таким типом DC/DC перетворювача були провалені. Основними причинами стали необхідність встановлення зовнішніх ланцюгів контролю напруги і струму, що потребувало багато зовнішніх компонентів, а отже збільшувало енергоспоживання, габарити та простоту схеми;

- мікросхема MC34063 і накопичувальний дросель. Вихідний каскад мікросхеми не здатний працювати з напругами понад 32В, що є замало для наших цілей. При використанні зовнішнього MOSFET транзистора схема давала хороші результати, проте був занадто високий нагрів транзистора, а отже зменшувався коефіцієнт корисної дії (ККД). Окрім того, для підтримки напруги 400В зі струмом 30 мА необхідно використовувати дросель з великою індуктивністю та максимальним струмом 1,5А. Такі котушки індуктивності громіздкі і не є великосерійними, що зумовлює їх велику вартість та можливі проблеми з наявністю. Було прийняте рішення відмовитись від накопичувальних дроселів і використовувати трансформатори;

- мультівібратор CD4066 з трансформатором. Такий перетворювач мав хороші характеристики, проте при зниженні напруги акумулятора не забезпечував достатню стабільність вихідної напруги;

- ШИМ контролер TL494 та вихідний трансформатор з двома симетричними первинними обмотками. Схема працювала стабільно, проте вимагала використання двох вихідних транзисторів та виготовлення трансформатора самостійно, що б знижувало серійність та збільшувало габарити;

- прямохідний перетворювач на ШИМ контролері TL494. Дана схема працювала стабільно і надійно, проте вимагала велику кількість зовнішніх компонентів та оптичну розв'язку окремо для контролю напруги і підсилювача та оптичну розв'язку окремо для контролю струму;

- зворотноходовий перетворювач на ШИМ контролері UC3843. Даний варіант показав найкращі характеристики, так як сам контролер може живитися від напруги 9В, і дозволяє використовувати окрему, в тому числі меншу, напругу для живлення трансформатора. Дана мікросхема має схему непрямого контролю струму та контролю напруги, обладнана потужним вихідним каскадом, що дозволило зменшити час відкриття та закриття транзистора, а отже збільшити ККД, і відповідно зменшити нагрів. Окрім того, для роботи з даним контролером добре підійшов трансформатор для підсвіток LCD моніторів, який є серійним пристроєм.

Наступним етапом був підбір необхідного ключового елементу.

- Біполярні транзистори використовувати недоцільно через велике падіння напруги на р-п переході.

- Використання транзистора IRFZ44 дало хороші результати, проте зберігся надмірний нагрів через порівняно високий опір відкритого каналу.

- Транзистор STP100N06 показав значно кращі результати. До його переваг можна віднести великий струм стік-витік, малу ємність затвора, високу граничну частоту і низький опір відкритого каналу.

DC/DC перетворювач для живлення елементів, що вимагають напруги 12В був спроектований на мікросхемі MC34063, проте на певному етапі проектування було помічено, що такий перетворювач працює на граничних

потужностях, а низька робоча частота провокує самозбудження деяких блоків пристрою. Було прийнято рішення перейти на більш потужний, енергоефективний та високочастотний перетворювач на основі спеціалізованої мікросхеми MT3608. Її використання позбавило наявних проблем, і разом з тим, зменшило габарити друкованої плати та збільшило ККД, що є важливим для пристроїв з акумуляторним живленням.

Контролер заряду є надзвичайно важливим блоком при використанні елементів живлення на основі літію. Розглядалися варіанти використовувати зовнішній зарядний пристрій з контролером. Проте при такому рішенні необхідно було виймати акумулятори з пристрою для їх зарядки, що було б максимально незручно. Використання мікросхеми DW01A вимагало б застосувати блок живлення з режимом CC/CV, і при позаштатних ситуаціях користувачу буде проблема самостійно підібрати необхідний блок живлення. Наступний контролер який розглядався – TP4054. Він підтримує режим роботи CC/CV, як джерело живлення може використовуватися будь-ким USB портом. Проте струм заряду складає всього 0,5A, що при великих ємностях АКБ спровокує великий час заряду.

В результаті вибрали спеціалізований контролер заряду TP4056, що заряджає акумулятор струмом у 1A, має режим CC/CV, мінімум зовнішніх компонентів та дозволяє заряджати акумулятор напругою від 4,9В до 7В.

Окрім того, для захисту акумулятора від перезаряду/перерозряду додано блок на мікросхемі DW01A і польовому транзисторі. Таке доповнення збільшує термін експлуатації акумулятора.

Для живлення пристрою у перших прототипах використовувався гелевий свинцевий акумулятор. Це було зручно, адже ми позбувалися необхідності робити безліч підвищуючих перетворювачів та за необхідності живити трансформатор низькою напругою. Проте він виявився незручним в експлуатації, так як має низький термін експлуатації, великий час заряду і великі розміри та вагу.

Використання акумуляторів Ni-Cd або Ni-Mh дозволило б не застосовувати спеціалізовані контролери заряду, проте дані типи АКБ є важкими, мають малий струм заряду, не великі терміни експлуатації та ефект пам'яті.

Акумулятори Li-Ion формфактору 18650 мають безліч переваг, проте вони громіздкі і важкі. Значно практичнішими виявилися акумулятори Li-Pol формату пакет (літій полімер). Перевагами акумуляторів на основі літію є висока щільність енергії, за рахунок чого такі акумулятори мають менші розміри і більшу ємність. Наступними перевагами є високий струм заряду і розряду та довговічність. Акумулятори формфактору пакет мають велику номенклатуру розмірів та ємностей, що дозволяє максимально ефективно використовувати об'єм в корпусі пристрою.

2.5 Висновок

Виконано розробку функціональної схеми реабілітаційного пристрою, яка визначає основні компоненти та їх взаємодію. Визначено ключові елементи, що забезпечують ефективну роботу системи, охоплюючи сенсори, виконавчі механізми та блоки керування. Схеми дозволяє забезпечити оптимальну функціональність і надійність пристрою.

Розроблено вузли пристрою для відновлення руху кисті руки, що охоплюють механічні, електронні та програмні компоненти. Особливу увагу приділено безпеці пацієнта під час використання пристрою. Вузли розроблені з урахуванням сучасних технологій та матеріалів, що забезпечують їх довговічність та ефективність.

Розроблено загальний алгоритм програми реабілітаційного пристрою, який визначає порядок виконання основних операцій. Алгоритм враховує різні режими роботи пристрою, адаптуючись до індивідуальних потреб пацієнта. Забезпечено можливість автоматичного налаштування параметрів на основі даних сенсорів, що підвищує ефективність реабілітаційних процесів.

Обґрунтовано вибір комплектуючих для пристрою для реабілітації кисті руки, охоплюючи електронні компоненти, матеріали та механічні частини. Вибір зроблено з урахуванням критеріїв якості, надійності та сумісності з іншими елементами системи. Застосовані комплектуючі забезпечують стабільну роботу пристрою та відповідають вимогам щодо безпеки та ефективності реабілітації.

3. РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО МОДУЛЯ НАЛАШТОВУВАННЯ РЕАБІЛІТАЦІЙНОЇ “РУКАВИЧКИ” ДЛЯ КИСТІ РУКИ

3.1 Обґрунтування вибору мови та середовища програмування

Для написання вихідного коду для мікроконтролерів існує велика кількість мов та інструментів. Серед основних мов для програмування мікроконтролерів вирізняють C, C++, JavaScript, Assembler. Використання мови Assembler виправдано, коли використовується повільний малопотужний мікроконтролер з малим об'ємом пам'яті [14]. Мова JavaScript більше пристосована для високорівневого програмування, коли для роботи з периферією використовують вже зібрані готові файли [15]. Проте для конфігурації контролера і роботи з регістрами потрібно вдаватися до методів, що є складними у розумінні.

Для програмування мікроконтролерів, де є і високорівневий код і низькорівневі налаштування найкраще підходять C та C++ [16]. Вибір зупинився на мові C, з тієї причини що для полегшення конфігурації контролера фірми виробники створюють конфігураційні бібліотеки, що допомагають встановити стандартні налаштування периферії мікроконтролерів [17]. Проте, на відміну від JavaScript бібліотек, дозволяють налаштовувати периферію для спеціальних задач або змінити окремі регістри в процесі роботи контролера без повного переналаштування периферії.

Так як ми використовуємо в пристрої контролер STM32 то виробник і сторонні постачальники пропонують нам певну кількість інструментів. Найпопулярнішим для даного сімейства контролерів є Cube Ide. Це повністю самодостатнє середовище. Великим недоліком використання даного середовища є те, що воно пристосоване під використання збірки HAL бібліотек для роботи з контролером, котрі є ресурсоемними і не ефективно використовують процесорний час.

Наступними у списку є Keil uVision та IAR. Це програми сторонніх постачальників. Їх недоліком є обмеження по розміру коду у безкоштовних версіях. Окрім того, IAR не має автоматичного завершення рядків.

Позбавленим цих недоліків є зв'язка Eclipse та GNU ARM компілятора. Проте недоліком цієї зв'язки є необхідність підключення зовнішньої програми для відлагоджування та завантаження. Разом з тим збірка даного середовища займає багато часу.

Середовище Coocox Ide з пакету Coocox вже об'єднує в собі відлагоджувальник та збірщик [18]. Окрім того має велику кількість прикладів для роботи з периферією та зовнішніми пристроями. В даний пакет попередньо встановлені бібліотеки Standard Peripheral Library для контролерів STM32 [19], і все що потрібно для початку роботи - скачати драйвер для вашого програматора та відлагоджувача (ST-Link), завантажити компілятор, до якого ви звикли, в нашому випадку це GNU ARM [20], кількома натисканнями підключити його до середовища та почати роботу.

Ще однією перевагою збірки Coocox та GNU є легке портування між не тільки однією лінійкою контролерів, а і між різними серіями. Все, що для цього необхідно - вибрати необхідний контролер у конфігураторі і створити файл з перевизначеннями назв стандартних функцій.

Отже ми вибрали мову програмування C, що є найефективнішою у співвідношенні час розробки - простота розуміння - складність роботи. Середовище пакету Coocox було вибране з причини простоти та швидкості налаштування і легкий перехід між платформами контролерів.

3.2 Розробка принципової електричної схеми пристрою для реабілітації кисті

Розробка принципової схеми є важливим етапом при створенні пристрою. При проектуванні були використані як стандартні, роками перевірені схемні

рішення так і нові ідеї, котрі показали свою ефективність у даному пристрої [21]. Проектуючи схему ми намагалися зробити її таким чином, аби максимально спростити заміну будь-якого її вузла на інший, котрий у процесі випробувань показав кращі результати.

Опис кожного вузла схеми ми будемо розглядати у тому ж порядку, в кому вони розроблялися та тестувалися. Живлення датчиків, підсилювач та попередній фільтр.

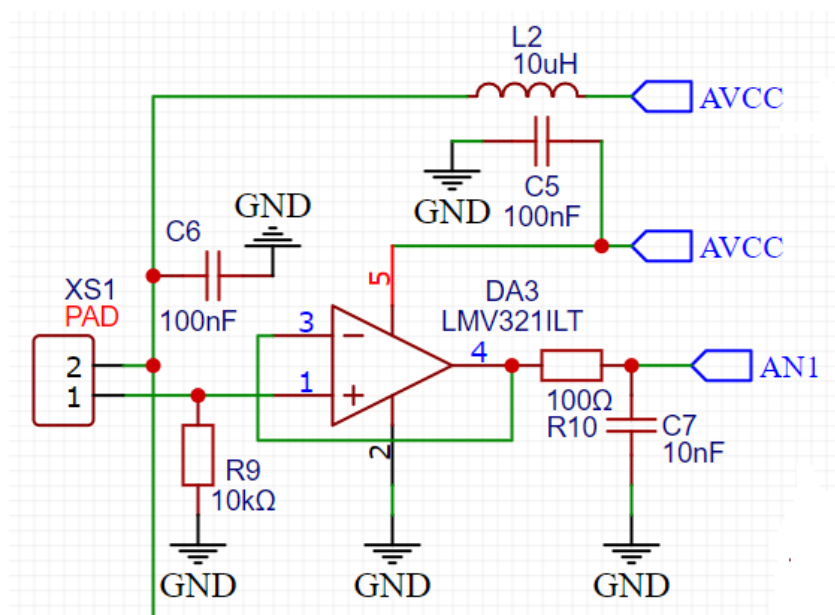


Рисунок 3.1 - Вхідний каскад

Розпочнемо з живлення датчиків. У перших прототипах було використано джерело опорної напруги на прецензійному регульованому стабілітроні TL431 та емітерному повторювачі в якості підсилювача струму. Проте під час експериментів виявилось, що така стабільність є надлишковою. При умові використання окремого живлення для підсилювачів сигналу датчиків достатньо його ж використати і для живлення самих датчиків. Для запобігання самозбудження та придушення високочастотних шумів від операційних підсилювачів достатньо було використати фільтр 2-го порядку на елементах L2 C6, що приєднані до першого датчика.

Окрім того доріжки створюють додаткову індуктивність а конденсатори, що розташовані біля кожного наступного датчика придушують високочастотну складову, що генерується попереднім датчиком.

Разом з тим конденсатор С6 і далі за ланцюгом, виконує функцію блокувального конденсатора, що запобігає потраплянню пульсацій на наступний підсилювач.

Резистор R9 слугує для живлення датчика. Його номінал підібраний таким чином, аби отримати максимальний розмах вихідної напруги. При номіналі 10 кОм і напрузі живлення 3,3В розмах складає 0,9...3.1 В.

Операційний підсилювач DA3 використовується як підсилювання струму з одиничним підсиленням по напрузі. Він необхідний аби фільтр та АЦП не вносили похибки у показники датчика.

Ланцюг R10-C7 утворює фільтр низьких частот. Основне його призначення - прибрати з вихідного сигналу високочастотні завади і більш ефективно використовувати молодші розряди АЦП.

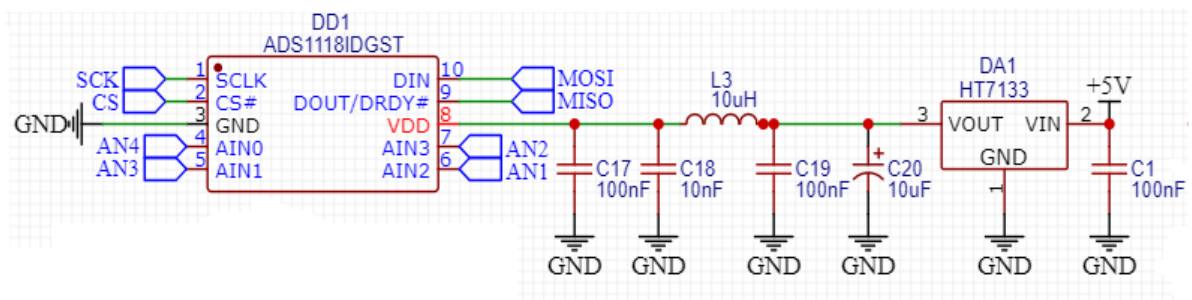


Рисунок 3.2 - Аналогово-цифровий перетворювач

Мікросхема DD1 - це аналогово-цифровий перетворювач. Його особливостями є вбудований вхідний чотирьох каналний мультиплексор, що дозволило позбутися додаткового зовнішнього джерела завад у вигляді мікросхеми мультиплексора.

Для отримання надійних результатів вимірювання живлення АЦП має бути максимально стабільним та не повинен піддаватися цифровим та аналоговим

завадам. Аби цього досягти був використаний окремий лінійний регулятор напруги LDO типу. Для поліпшення результатів у ланцюгу живлення використаний фільтр низьких частот 4-го порядку на елементах C19-L3-C18-C17.

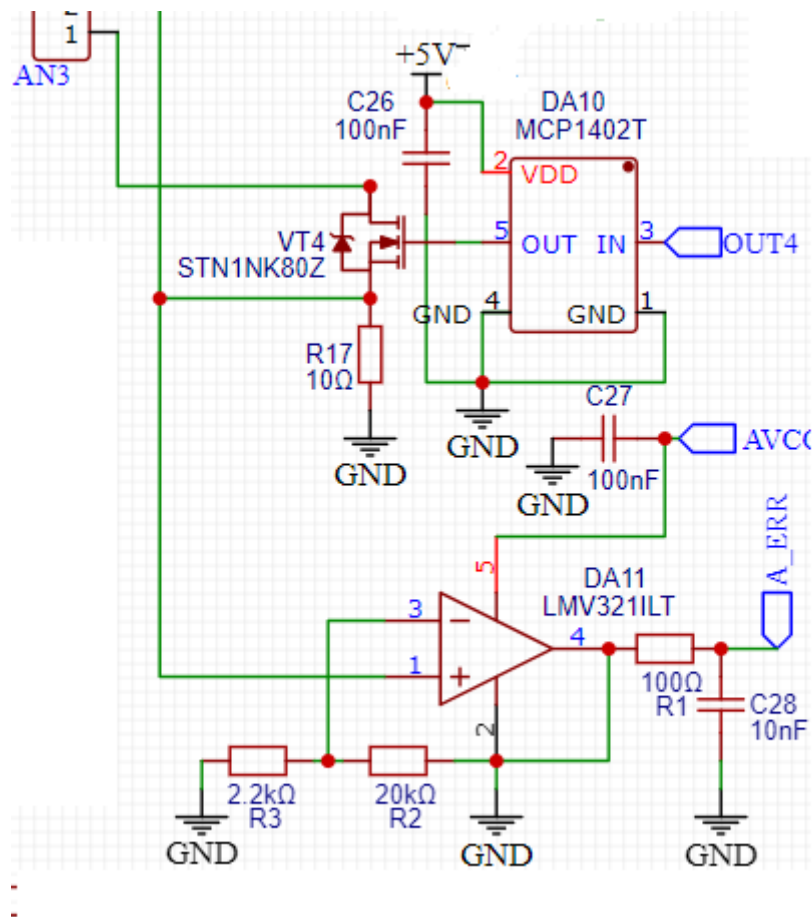


Рисунок 3.3 - Вихідний каскад

Вихідний каскад реалізований на польовому транзисторі VT4, розрахованому на номінальну напругу 800В та струм 1А з напругою відкриття затвору 2,6В.

Хо цей транзистор дозволяє керувати затвором напругу з виходу мікроконтролера, для зменшення часу відкриття та закриття транзистора було встановлено мікросхему DA10, що є драйвером польових транзисторів.

Резистор R17 - датчик струму. Напруга, отримана з датчика подається на неінвертуючий підсилювач на мікросхемі DA11, з коефіцієнтом підсилення 10.

Такий малий коефіцієнт та великий опір датчика струму вибрані по причині того, що максимальний струм через датчик струму складає 25 мА, отже втрати на резисторі будуть не великі. А глибокий негативний зворотний зв'язок запобігає самозбудженню підсилювача.

Ланцюг R1-C28 це фільтр низьких частот. Разом з тим конденсатор дозволяє отримати великий струм для заряду конденсатора АЦП послідовного наближення, котрий вбудований у мікроконтролер.

Сигнал на контролер подається для того, аби автоматично підлаштовуватися під опір шкіри та вологість тіла.

В фінальній версії пристрою ми відмовилися від використання АЦП для контролю струму на користь компараторів, завдяки їх швидкодії і завадостійкості.

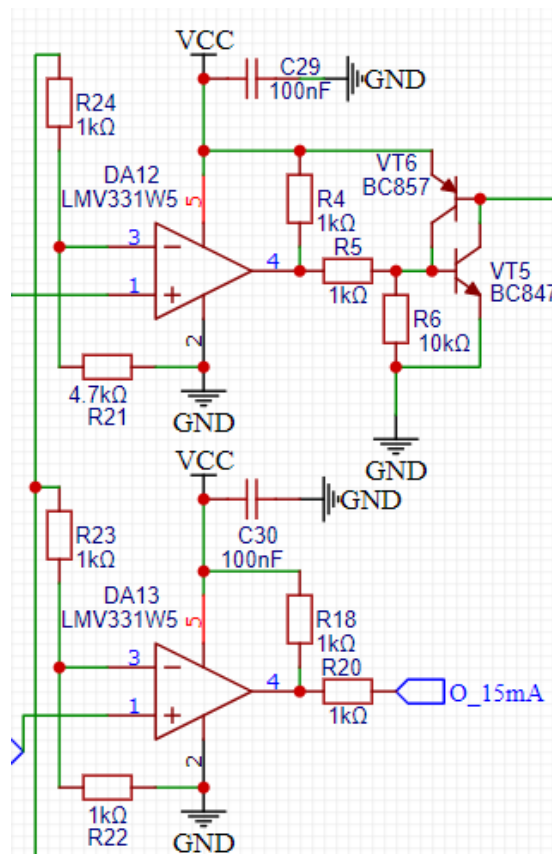


Рисунок 3.4 - Схема контролю струму та захисту

Схема контролю струму виготовлена на двох компараторах. Компаратор DA15 налаштований на спрацювання при протіканні через ключі струму 15 мА і слугує сигналом про високий струм мікроконтролеру та блокує вихід ШИМ.

Компаратор DA12 спрацьовує при протіканні струму 21 мА, при умові, що струм 25 мА є небезпечним для життя. Поки напруга на прямому вході компаратора нижча ніж опорна напруга на інвертуючому, колектор компаратора відкритий і транзистори VT5 та VT6 закриті, через колектор VT5 струм не протікає.

При перевищенні струму, вихідний транзистор компаратора закривається, через базу VT5 починає протікати струм і транзистор відкривається, що, у свою чергу, відкриває транзистор VT6. Через котушку реле та колектор VT5 протікає струм активує захист реле.

Збірка на транзисторах VT5 і VT6 утворює схему самопідхоплення з тригерним режимом. Це значить, що навіть після відкриття транзистора компаратора напруга з реле не знімається і пристрій знаходиться в режимі аварії до відключення живлення.

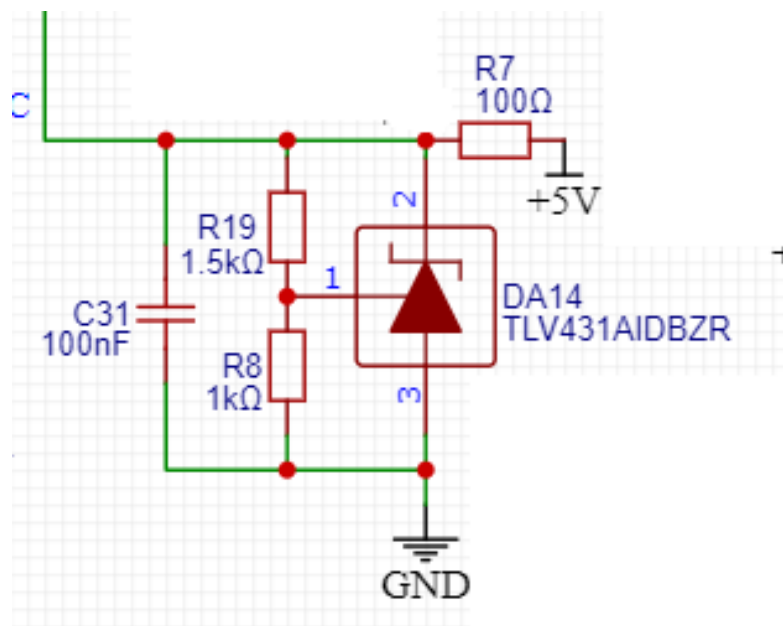


Рисунок 3.5 - Джерело опорної напруги

Джерело опорної напруги для компараторів зібране на прецензійному регульованому стабілітроні TLV431AID з мінімальною напругою стабілізації 0,75В. Пульсації на виході такого джерела становлять не більше 1%.

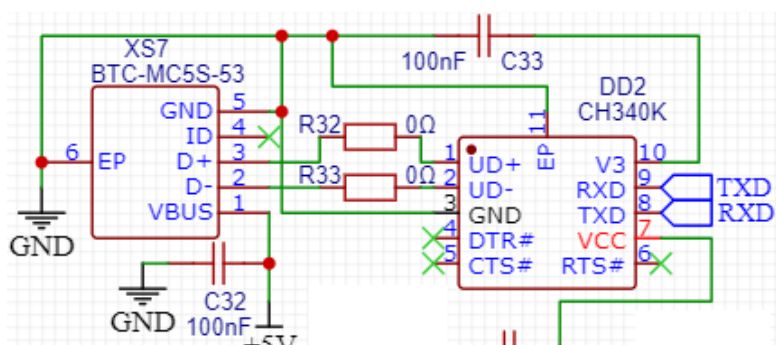


Рисунок 3.6 - USB інтерфейс

Для зручності конфігурації та відлагодження пристрою було прийнято рішення обладнати його USB роз'ємом. З міркувань спрощення програмної частини було встановлено мікросхему перетворювача USB-UART.

Пристрій не вимагає високих швидкостей передачі і не критичний до попускання команд, тому ми використали найпростіший асинхронний режим роботи мікросхеми.

Окрім того, так як ми використовуємо контролер STM32 і його апаратний UART, з допомогою цього перетворювача і інтерфейсів ми можемо виконати оновлення програмного забезпечення пристрою без необхідності використання зовнішніх програматорів або інших додаткових пристроїв.

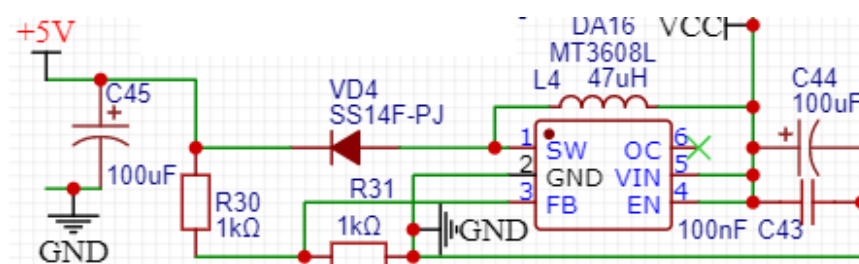


Рисунок 3.7 - Блок стабілізації загальної напруги

Для живлення «рукавички» ми використовуємо літєвий акумулятор, діапазон напруг кого складає 3,4...4,2В в залежності від ступеню розряду. Окрім того акумулятор підключається до основного блоку через відносно довгий провід, що теж викликає падіння напруги. Особливо при споживанні великих струмів пристрою. Для стабільної роботи лінійних регуляторів, і, як наслідок,

Органами керування виступають дві кнопки, ресет та бут. Кнопка бут (джерело завантаження), після старту програми виконує користувацьку функцію.

Органами індикації виступають два світлодіоди.

VD1 показує роботу пристрою а VD2 - наявність відкритого ключа на даний момент.

3.3 Розробка друкованої плати пристрою для реабілітації кисті руки

Розробка друкованої плати є важливим етапом у проектуванні пристроїв. Особливо якщо в одному пристрої перетинаються високі напруги, маленькі струми точних вимірювальних елементів та безліч аналогових і цифрових вузлів.

Друкована плата контролера живлення одностороння, не має важливих і складних моментів, і тому її розглядати не будемо [22].

Плата контролю та керування значно складніша, двухстороння. Важливим було і розташування всіх елементів на одній стороні, аби зменшити її товщину, і, як наслідок, дискомфорт та ризик пошкодження. Окрім того, розміри плати мають бути такі, щоб вона не виходила за межі руки.

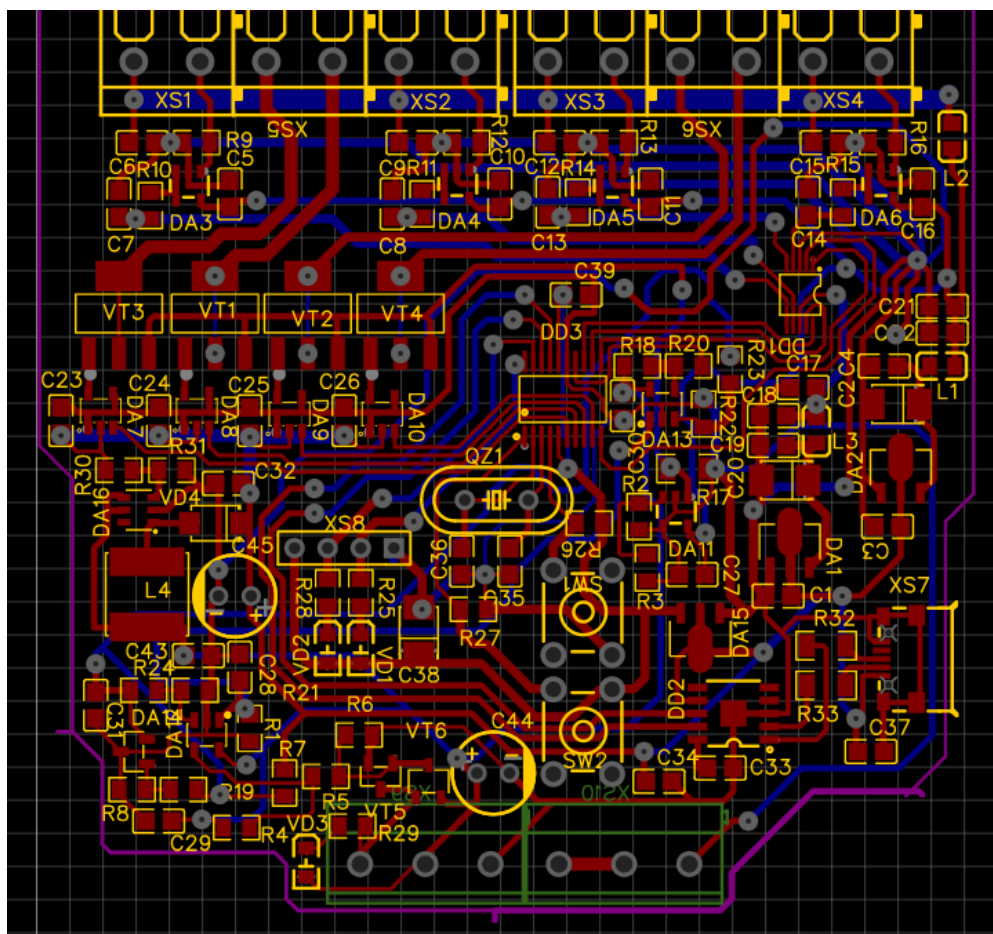


Рисунок 3.10 - Загальний вигляд плати

При проектуванні плати першим етапом було створення ергономічного контуру. Така форма була зроблена аби мінімізувати дискомфорт при використанні.

Наступним етапом стало розміщення контактів для підключення датчиків, електродів та проводу живлення.

Визначившись з розташуванням усіх зовнішніх підключень ми почали розміщувати елементи вхідних каскадів, дотримуючись таких правил:

- мінімально можлива довжина провідників, по яких проходить малий струм
- блокувальні конденсатори якомога ближче до датчиків і виводів живлення підсилювача
- жодних паралельних провідників аналогових ліній і цифрових
- обов'язкове розділення провідників землі для кожного каналу

- максимальна ширина ліній живлення для запобігання просаджування напруги і захисту від електромагнітних перешкод

Адже чим тонший провідник, при однаковій довжині, тим більша імовірність, що він вступить у зв'язок з високочастотною лінією. При збільшенні ширини такий провідник буде резонувати на вищих частотах, котрі у пристрої не зустрічаються.

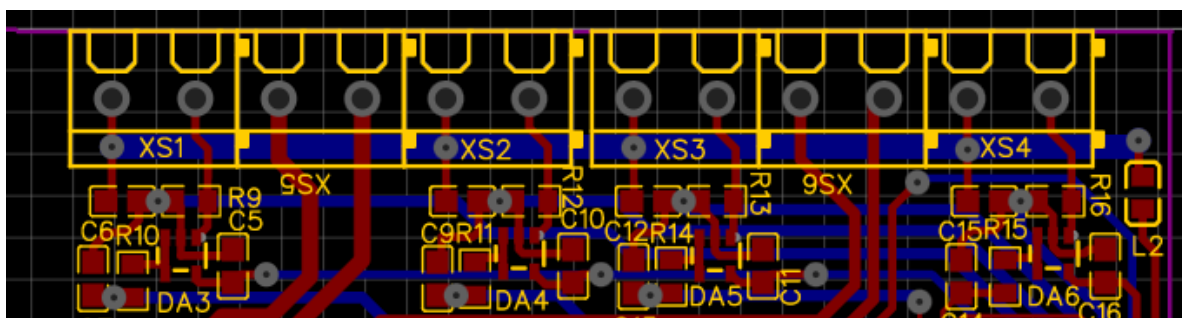


Рисунок 3.11 - Розташування елементів і провідників вхідних каскадів

Наступним етапом стало розташування АЦП і створення спільної точки аналогового земляного провідника таким чином, аби блукаючі струми не потрапили на вимірювальні лінії.

На рисунку видно що стабілізатор живлення АЦП знаходиться максимально близько до мікросхеми.

Також можна помітити, що сигнальні провідники мають велику товщину і стоншуються вже безпосередньо біля АЦП.

Для запобігання виникнення блукаючих струмів всі лінії аналогової землі з'єднані в одній точці безпосередньо біля самого вимірювального пристрою, а отже струми, що течуть по ньому не будуть сумуватися з іншими, що зведе завади по цьому провіднику до мінімуму.

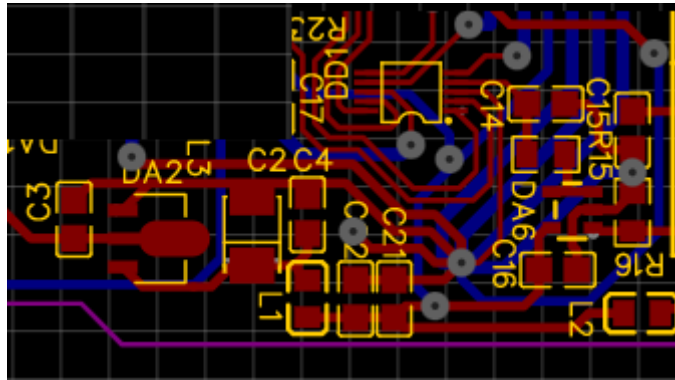


Рисунок 3.12 - Розташування АЦП та місця з'єднання земляних провідників

Далі було визначене розташування силових елементів. До нього висувалися такі вимоги:

- мінімально короткі лінії до електродів
- провідники знаходяться на протилежному шарові від аналогових
- у місці перетину провідників з аналоговими кут має бути 90 градусів
- окрема земляна лінія транзисторів

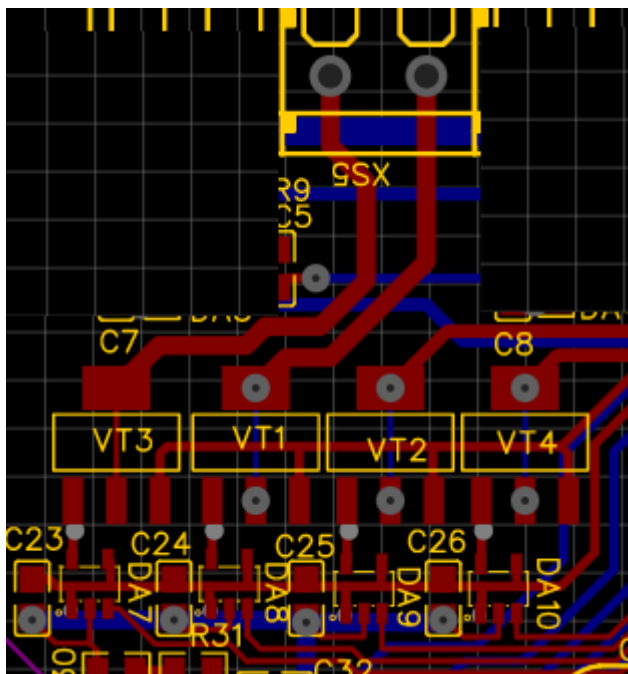


Рисунок 3.13 - Розташування провідників силового блоку

Проектування друкованої плати з аналоговими і цифровими частинами, особливо якщо висока напруга контактує з тілом людини, є складним процесом, що потребує багато асу і клопітливої підготовки. Будь-який не врахований нюанс може призвести до того що пристрій не буде функціонувати належним чином, вийде з ладу, а то і взагалі призведе до травмування.

На мою думку найбільш проблемними кроками при проектуванні цієї плати були:

- зручність у використанні
- проектування і розділення спільного земляного провідника
- ефективне розташування компонентів на друкованій платі.

Окрім того вирізняються і декілька, на мою думку, найбільш раціональних і вірних рішень:

- плата вільно поміщається на руці людини, не виступаючи за її межі і не сковуючи рухи
- розділення плати на блоки
- об'єднання аналогової землі безпосередньо біля АЦП а з'єднання аналогової та цифрової та силової - біля датчика струму
- максимально можливе віддалення аналогових елементів і провідників від цифрових, по котрих протікають великі струм.

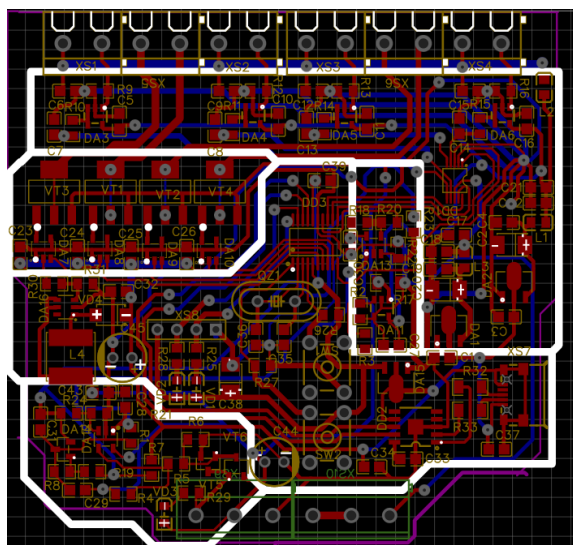


Рисунок 3.17 - Розділення плати на блоки

3.4 реалізація програмної частини для реабілітаційного пристрою «рукавичка»

Написання та відлагоджування програми займає найбільше часу при виготовленні складного пристрою. При написанні цієї програми ми намагалися зробити так, аби не було затримок при виконанні жодних операцій. 90% дій мають виконуватися у перериваннях. Усі переривання, в обов'язковому порядку повинні мати свій пріоритет.

Код має бути максимально зрозумілим. Будь-які дії, що можуть викликати сумніви і інтуїтивно не зрозумілі, мають бути доповнені коментарем.

```
#define LED(x) GPIO_WriteBit(GPIOA, GPIO_Pin_6, (x))
uint32_t desiredFrequency = 100; // Бажана частота (в Гц)
uint8_t desiredDutyCycle = 0;
static uint16_t previousADCValue = 0;
uint32_t ModCof = 10;
volatile uint32_t globalCounter = 0;

double Kp[4], Ki[4], Kd[4];

void LSI_Init (void);
void TIM2_Init(void);
void TIM3_PWM_Init(void);
void TIM3_PWM_SetFrequencyAndDutyCycle(uint32_t frequency);
void ADC_Init(void);

GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure;
Flash_InitTypeDef Flash_InitStructure;
```

```

int main(void)
{
    LSI_Init();
    HSE_Init();
    Flash_Init();
    Flash_ReadParam();
    GPIO_InitIO();
    TIM3_PWM_Init();
    TIM2_Init();
    TIM3_PWM_SetFrequencyAndDutyCycle(desiredFrequency);
    ADC1_Init();
    USART1_Init();
    while(1)
    {
        if (USART1_EndRead)
        {
            USART1_Process();
        }
        if (FLAG_EditParam)
        {
            FlashSaveParam();
            ResetSystemHandler();
        }
    }
}

```

```

void LSI_Init(void) {

```



```

RCC_LSICmd(ENABLE);

while (RCC_GetFlagStatus(RCC_FLAG_LSIRDY) == RESET) {}

RCC_PREDIV1Config(RCC_PREDIV1_Div1);

// RCC_PLLSourceConfig(RCC_PLLSource_PREDIV1);

RCC_PLLConfig(RCC_PLLSource_HSI_Div2, RCC_PLLMul_16);

RCC_PLLCmd(ENABLE);

while (RCC_GetFlagStatus(RCC_FLAG_PLLRDY) == RESET) {}

RCC_SYSCLKConfig(RCC_SYSCLKSource_PLLCLK);

while (RCC_GetSYSCLKSource() != 0x08) {}
}

void TIM3_PWM_Init(void)
{
    // Увімкнення тактування таймера TIM3
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM3, ENABLE);

    // Налаштування GPIO для ШИМ (PA4)
    RCC_AHBPeriphClockCmd(RCC_AHBPeriph_GPIOA, ENABLE);
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_4;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_AF;

```

```

GPIO_InitStructure.GPIO_OType = GPIO_OType_PP;
GPIO_InitStructure.GPIO_PuPd = GPIO_PuPd_NOPULL;
GPIO_InitStructure.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz;
GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);
GPIO_PinAFConfig(GPIOA, GPIO_PinSource4, GPIO_AF_1);

```

```

GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_OUT;
GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_6;
GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);

```

// Настройка таймера TIM3 в режим ШИМ

```

TIM_TimeBaseInitTypeDef TIM_TimeBaseStructure;
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 0;
TIM_TimeBaseStructure.TIM_CounterMode = TIM_CounterMode_Up;
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = 1000000 / 150; // Расчет периода для

```

частоты 150 Гц

```

TIM_TimeBaseStructure.TIM_ClockDivision = 0;
TIM_TimeBaseStructure.TIM_RepetitionCounter = 0;
TIM_TimeBaseInit(TIM3, &TIM_TimeBaseStructure);

```

// Настройка режима ШИМ на каналі 1

```

TIM_OCInitTypeDef TIM_OCInitStructure;
TIM_OCInitStructure.TIM_OCMode = TIM_OCMode_PWM1;
TIM_OCInitStructure.TIM_OutputState = TIM_OutputState_Enable;
TIM_OCInitStructure.TIM_OutputNState = TIM_OutputNState_Disable;
TIM_OCInitStructure.TIM_Pulse = 1000000 / 300; // Початковий

```

заповнювач для частоти 150 Гц

```

TIM_OCInitStructure.TIM_OCPolarity = TIM_OCPolarity_High;

```

```

TIM_OCInitStructure.TIM_OCNPolarity = TIM_OCNPolarity_High;
TIM_OCInitStructure.TIM_OCIdleState = TIM_OCIdleState_Set;
TIM_OCInitStructure.TIM_OCNIdleState = TIM_OCNIdleState_Reset;
TIM_OC1Init(TIM3, &TIM_OCInitStructure);
TIM_OC1PreloadConfig(TIM3, TIM_OCPreload_Enable);

// Увімкнення таймера TIM3
TIM_Cmd(TIM3, ENABLE);
}

void TIM3_PWM_SetFrequencyAndDutyCycle(uint32_t frequency) {
    // Перерахунок значення частоти в період для TIM3
    uint32_t periodTIM3 = 1000000 / frequency;

    // Оновлення регістрів періоду таймера TIM3
    TIM3->ARR = periodTIM3;

    // Перерахунок значення частоти для TIM2 (в 10 раз більше частоти TIM3)
    uint32_t periodTIM2 = periodTIM3*2;

    // Оновлення регістрів періоду таймера TIM2
    TIM2->ARR = periodTIM2;
}

void ADC1_Init(void) {
    // Увімкнення тактування АЦП
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_SPI1, ENABLE);

    ADC_Init(SPI1, ADC_NoSym, ADC_16, ADC_CH_ALL);
}

```

```

// Увімкнення АЦП
ADC_Cmd(SPI1, ENABLE);

// Калібровка АЦП
ADC_StartCalibration(SPI1);
}

void TIM2_Init(void) {
    // Увімкнення тактування таймера TIM2
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM14, ENABLE);

    // Обчислення періоду для заданої частоти
    uint32_t period = (1000000 / (desiredFrequency * 10)) - 1;

    // Налаштування таймера TIM2
    TIM_TimeBaseInitTypeDef TIM_TimeBaseStructure;
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 999; // Голова для отримання
частоти 1 кГц (PSC = 47999)
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_CounterMode = TIM_CounterMode_Down; //
Режим лічильника зворотного відліку
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = period; // Завдання періоду
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_ClockDivision = TIM_CKD_DIV1;
    TIM_TimeBaseInit(TIM14, &TIM_TimeBaseStructure);

    // Увімкнення переривання з переповнення таймера TIM2
    TIM_ITConfig(TIM14, TIM_IT_Update, ENABLE);

    // Увімкнення таймера TIM2

```

```

TIM_Cmd(TIM14, ENABLE);

// Налаштування переривання
NVIC_InitTypeDef NVIC_InitStructure;
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannel = TIM14_IRQn; // Переривання від
TIM2
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelPriority = 0; // Пріоритет
переривання
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelCmd = ENABLE;
NVIC_Init(&NVIC_InitStructure);
}

void TIM3_PWM_SetDutyCycle(uint16_t adcValue) {
    // Обмеження діапазону значення АЦП
    if (adcValue > LimValue) {
        adcValue = LimValue;
    }

    if (globalCounter == 4)
    {
        // Зміна значення ШИМ залежно від зміни значення АЦП
        if (adcValue > previousADCValue)
        {
            // Збільшення шпаруватості
            //uint32_t dutyCycle = ((adcValue - previousADCValue) * ModCof
* TIM3->ARR) / 4095;
            SetPWM (Chanel, adcValue)
            LED(1);

```

```

    }
    else LED(0);
    if (Chanel > 3) Chanel = 0;
    else Chanel++;
}
else previousADCValue = adcValue;
// Збереження поточного значення АЦП

}

// Обробник переривання від АЦП
void ADC_GET(void)
{
    if(ADC_GetStatus(SPI1, Chanel) != RESET)
    {
        // Обробка завершення перетворення
        uint16_t adcValue = ADC_GetConversionValue(ADC1);
        // Додатковий код для обробки значення АЦП
        // Зміна значення ШИМ
        adcValue = PID_Result(Chanel, adcValue)
        TIM3_PWM_SetDutyCycle(adcValue);
    }
}

```

```

void TIM14_IRQHandler(void)
{
    if (TIM_GetITStatus(TIM14, TIM_IT_Update) != RESET)
    {
        // Інкремент глобальної змінної
        globalCounter++;

        // Перевірка значення глобальної змінної
        if (globalCounter == 4 || globalCounter == 2) {
            // Запуск перетворення АЦП
            ADC_StartOfConversion(ADC1);
        }

        // if (globalCounter == 3)

        if (globalCounter > 6)
        {
            // Обнулення глобальної змінної
            globalCounter = 0;
            TIM3->CCR1 = 0;
        }

        // Скидання прапора переривання
        TIM_ClearITPendingBit(TIM14, TIM_IT_Update);

    }
}

```

Усі критичні частини коду виконуються у перериваннях, що дозволило:

- зменшити завантаження процесора
- позбутися усіх можливих місць, де програма може зупинитися
- отримати високу точність та швидкодію

3.5 Тестування розробленого програмно-апаратного пристрою «рукавичка»

При розробці прототипів пристрою «рукавичка» проводилися невеличкі тестування для виявлення переваг і мінусів. Кожен прототип використовував у собі різні компоненти для виявлення найкращих, для рішення конкретних задач. Тестування проводилися на кисті руки здорової людини, робилося це щоб не травмувати і так травмовану кисть, і щоб точніше задати вхідні дані, які потім будуть коливатися від індивідуальності кожної людини. Також задати правильний інтервал ударів струмом, щоб система знала коли і як людина згинає пальці. Саму силу струму також потрібно налаштовувати індивідуально, на це впливає вік людини і ступінь її травми або атрофії після травми.

Ось так має виглядати фінальна розробка приладу «рукавичка».



Рисунок 3.18 – Макет фінального прототипу приладу «рукавичка»

У макета є дві частини, перша це сама «рукавичка» а друга це блок живлення усієї системи.

У пристрою на пальцях виділяються полоси, це тримачі для датчиків зміни положення, через які проходить сигнал на АЦП і потім від нього у перетворювач для подачі струму. На самій кисті руки знаходиться мозок системи, він приймає і оброблює сигнали, а також забезпечений системою безпеки від збоїв, перенавантаження системи і сильніших ударів струмом. Самі удари струмом мають силу до 15мА, тому що якщо сила струму буде більшою то є висока ймовірність зупинити серце людини. Ну і друга частина «рукавички» це батарея яка живить усю систему, і заряджається від зарядного пристрою.

Перший прототип який було розроблено:

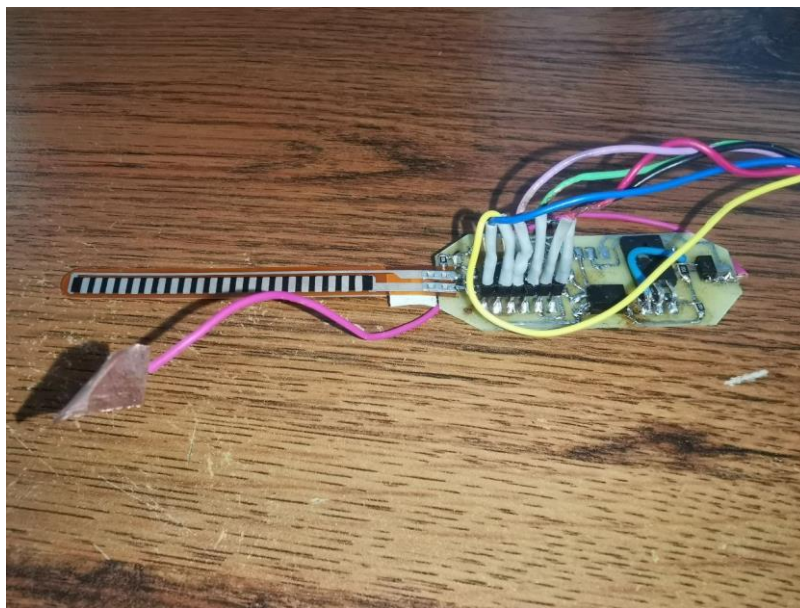


Рисунок 3.19 – Перший прототип приладу «рукавичка»

Перший прототип який тестувався вийшов частково робочим. Він не міг правильно зчитувати згинання датчика для подальшої обробки сигналу. Через це були хаотичні удари струмом у фізично заданій точці, відповідно ми не досягли бажаного результату.

І ще мінусом було те, що потрібно робити плату під кожен палець, а це не практично, займає багато місця і важко зафіксувати на місці кисті руки. Особливо коли кожна травма має свої наслідки і потрібно підлаштовувати пристрій під різні кисті рук.

Другий прототип який було розроблено:

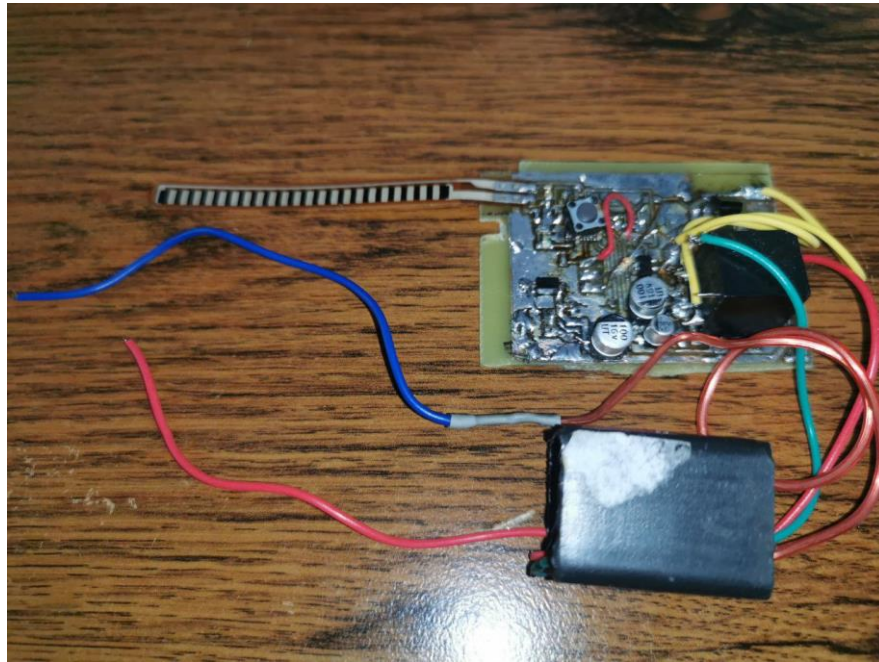


Рисунок 3.20 – Другий прототип приладу «рукавичка»

Другий прототип вийшов кращим ніж попередній. Робота датчика стабільна, відповідно вхідний сигнал був правильний і удари струмом працювали на користь відновлення пальців кисті руки. Мінусом пристрою були габарити, щоб все стабільніше і точніше працювало, ми замінили деякі компоненти які в свою чергу не могли працювати без інших, тому збільшилася їхня кількість і це призвело до розширення плати. Також залишився і мінус не моноплати через, що також потрібна фіксація і унеможливорює розташування на самій кисті руки через розміри і кількість плати.

Прототип не мав загальної системи ударів струмом, тому потрібно ще було під кожен палець ставити маленький трансформатор, і це ще займало місця і збільшувало габарити пристрою.

Третій фінальний прототип який було розроблено:

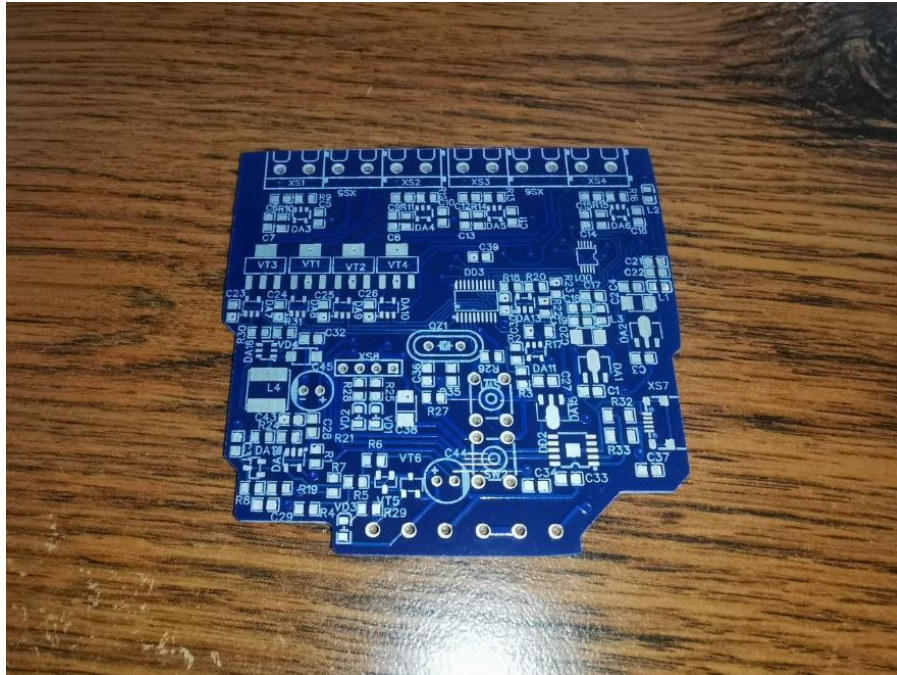


Рисунок 3.21 – Фінальний варіант плати пристрою

Як ви бачите по рисунку, фінальний прототип вже не має мінусів попередніх прототипів, була розроблена моноплата для економії місця, зручності фіксації і розташування на кисті руки. Також у плату тепер впаюються всі компоненти без виключень, використовуються найкращі компоненти після довгого часу досліджень.

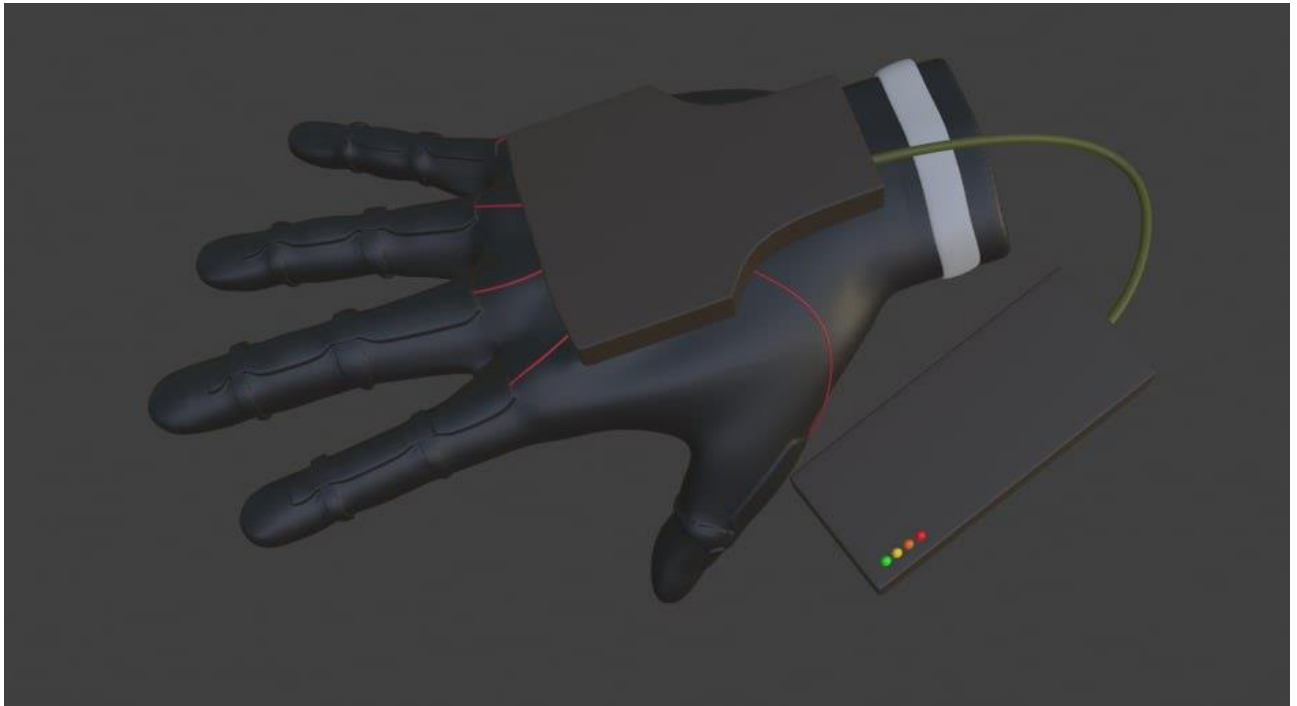


Рисунок 3.22 – Фінальний прототип приладу «рукавичка»

Фінальна версія реабілітаційної рукавички для відновлення кисті руки готова до використання. Вона оснащена сучасною електростимуляційною технологією, яка ефективно стимулює м'язи та нервові закінчення. Пристрій забезпечує простоту використання та високу ефективність у реабілітаційному процесі. Завдяки своїм характеристикам, ця рукавичка є надійним та доступним засобом для відновлення функцій кисті. Подальші дослідження можуть зосередитися на вдосконаленні технології та розширенні функціональності пристрою. Впровадження цього продукту на ринок відкриває нові можливості для пацієнтів і медичних фахівців.

3.6 Висновок

Обґрунтовано вибір мови та середовища програмування для розробки програмного забезпечення реабілітаційного пристрою. Враховано вимоги до продуктивності, ефективності та сумісності з апаратними платформами. Вибір мови програмування C та середовища розробки CoCoSox був обґрунтований на

основі їх відповідності цим критеріям, забезпечуючи надійність та швидкодію програми.

Розроблено принципову електричну схему пристрою для реабілітації кисті руки, яка визначає взаємодію основних електронних компонентів. Визначено основні функціональні блоки, такі як джерела живлення, сенсори, виконавчі механізми та контролери. Схема забезпечує стабільну та безпечну роботу пристрою, враховуючи всі необхідні електричні параметри.

Розроблено друковану плату для реабілітаційного пристрою, що передбачає компонування всіх необхідних електронних елементів. Забезпечено оптимальне розташування компонентів для мінімізації розмірів плати та забезпечення ефективного охолодження. Друкована плата відповідає вимогам до надійності та стійкості до зовнішніх впливів.

Реалізовано програмну частину для реабілітаційного пристрою «рукавичка», яка забезпечує управління всіма функціональними блоками системи. Програмне забезпечення охоплює алгоритми обробки даних з сенсорів, керування виконавчими механізмами та забезпечення зворотного зв'язку. Реалізація програмної частини дозволяє забезпечити точність і ефективність реабілітаційних процесів.

Здійснено тестування розробленого програмно-апаратного пристрою «рукавичка», що передбачало перевірку всіх функціональних можливостей системи. Випробувано роботу пристрою в різних режимах та умовах, що дозволило виявити та виправити можливі недоліки. Тестування підтвердило відповідність пристрою заданим вимогам та його готовність до експлуатації.

ВИСНОВКИ

Під час виконання дослідження було розроблено програмний модуль для реабілітаційної «рукавички» для кисті руки, що використовує електростимуляцію.

Були розв'язані такі задачі:

Здійснено аналіз існуючих методів та пристроїв для реабілітації кисті руки. Це дозволило визначити найефективніші підходи та інноваційні технології в цій галузі.

Створено концептуальний дизайн пристрою, який включав основні функціональні можливості та характеристики. Завдяки цьому забезпечувався комплексний підхід до реабілітації.

Обрані технології, які будуть використані в пристрої, були ретельно досліджені та підібрані для оптимальної взаємодії та ефективності.

Розроблено загальний алгоритм роботи реабілітаційної «рукавички». Це забезпечує автоматизоване підлаштування під індивідуальні потреби користувача.

Розроблено програмне забезпечення для пристрою. Воно включає інтуїтивно зрозумілий інтерфейс та забезпечує стабільну роботу системи.

Проведено тестування розробленого пристрою та проаналізовано результати його роботи. Це підтвердило високу ефективність та надійність реабілітаційної «рукавички».

У першому розділі було проведено аналіз існуючих реабілітаційних пристроїв для кисті руки, проаналізовано сучасний стан технологій у цій сфері. Окрім цього, було проведено порівняльний аналіз переваг та недоліків різних методів реабілітації, що дозволило обрати найбільш ефективний підхід для пристрою. Було проаналізовано застосування сучасних підходів для підвищення ефективності реабілітаційних процесів. Також було поставлено задачу подальшого дослідження, визначено вхідні та вихідні дані.

У другому розділі було запропоновано автоматичний алгоритм роботи реабілітаційного пристрою, який підвищить ефективність лікування завдяки здатності пристрою самостійно підлаштовуватися під індивідуальні потреби користувача. Це досягається за рахунок використання даних з сенсорів для корекції параметрів електростимуляції. Вхідна інформація включає загальні параметри електростимуляції, які пристрій обробляє автоматично, без необхідності втручання лікаря.

У третьому розділі було розроблено загальну структуру реабілітаційного пристрою. Також було спроектовано та розроблено дизайн пристрою для забезпечення зручного використання.

В результаті проведеного дослідження було розроблено програмний модуль для реабілітаційної «рукавички», який характеризується високою ефективністю завдяки автоматичному підлаштуванню під індивідуальні потреби користувача. Це забезпечує точність і надійність у реабілітаційних процесах, що сприяє покращенню якості життя пацієнтів. Відповідно, всі поставлені задачі було виконано, а мету досягнуто.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Арсенюк І. Р., Наумчук М. А., Подкалюк М. М. Аналіз сучасних технологій реабілітації руки. // Innovative development of science, technology and education. Proceedings of the 9th International scientific and practical conference. Perfect Publishing. Vancouver, Canada. 2024. Р. 161-167 : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://sci-conf.com.ua/wp-content/uploads/2024/06/INNOVATIVE-DEVELOPMENT-OF-SCIENCE-TECHNOLOGY-AND-EDUCATION-6-8.06.2024.pdf>
2. ORTHOHEALING. SHOCKWAVE THERAPY VS. ULTRASOUND: A COMPARISON : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.orthohealing.com/shockwave-therapy-vs-ultrasound-a-comparison/>
3. ІОН Інститут. Лазерна терапія : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://ionclinic.com.ua/lazerna-terapiya/>
4. ЗАРТА. Лазеротерапія : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://zartaclinic.com/methods-of-treatment/lazeroterapiia/>
5. ВашЛІКАР. Електростимуляція : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://vashvrach.com.ua/elektromiostimulyatsiya-uk/>
6. НАКАШКА : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://nakachka.org.ua/yaki-buvayut-trenazhery/>
7. ОРТСервіс. Термопластична динамічна шина : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: https://ortoservis.com.ua/ua/index.php?route=product/product&path=59_228&product_id=3419
8. уоуо. Powerball тренажер: [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://yoyo.ua/blogs/blog/powerball/>
9. SimBo. Реабілітаційна функціональна апаратура : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://simbo.ua/ua/ustatkuvannya-dlya-reabilitacii-zaliv-lfk/dzermalna-terapiya/palcevij-trenazher-hd687>

10. MedicalExpert. Методи реабілітації : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://medicalexpert.com.ua/uk/rehabilitation/metodi-reabilitatsiji>
11. Презентація про апарат реабілітації «SY-HR06E» : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://ml.com.ua/wp-content/uploads/2022/10/Prezentatsiya.pdf>
12. ALVIrague. Апарат ударно-імпульсного вакуумного термомасажу : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: https://alvi-prague.ua/uk/impulsnyi-vakuumnyi-termomasazh-drumroll-v-02?gclid=CjwKCAjwr7ayBhAPEiwA6EIGxGJ_cOgQvpbmqFc--k3Vlgn7THF6rujBOpFwXHaG7EZ2qMKiC0KDYRoCytIQAvD_BwE
13. Функціональна схема мікропроцесора : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://sites.google.com/view/hmcinformatic/інформаційні-технології/слюсар-з-ремонту-колісних-транспортних-засобів/3-розряд/функціональна-схема-мікропроцесора>
14. Що таке мова асемблера? : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://uk.itpedia.nl/2019/11/11/wat-is-een-assembler-taal/>
15. JAVASCRIPT.INFO. Мова програмування JavaScript : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://uk.javascript.info/js>
16. Мова програмування C++ : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: http://www.znannya.org/?view=Cplusplus_basics
17. Мова програмування C : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://yevshan.com.ua/info/007/content/content2.html>
18. Записи дилетанта. Coocox CoIDE : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://indrekis2.blogspot.com/2012/10/coocox-coide.html>
19. STM32 Standard Peripheral Libraries : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.emcu.eu/stm32-standard-peripheral-libraries-spl-to-stm32cube-low-layer-ll-apis-migration-tool/>
20. ARM Compiler : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: https://uk.wikipedia.org/wiki/ARM_Compiler

21. Схема електрична принципова : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:: https://wiki.tntu.edu.ua/Схема_електрична_принципова
22. Fmuser. Що таке друкована плата? : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:: <https://uk.fmuser.net/content/?5849.html>
23. Методичні вказівки до виконання бакалаврських кваліфікаційних робіт для студентів спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» : [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
https://iq.vntu.edu.ua/method/getfile.php?fname=124285.pdf&x=1&card_id=22176&id=124285

ДОДАТОК А
ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Програмний модуль налаштування реабілітаційної «рукавички» для кисті руки

Тип роботи: бакалаврська дипломна робота
(БДР, МКР)

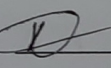
Підрозділ кафедра комп'ютерних наук, ФПТА
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unichesk

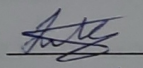
Оригінальність 86,1% Схожість 13,9%

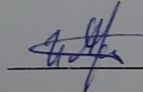
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

- ☒ Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.
- ☐ Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.
- ☐ Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку  Озеранський В.С.

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichesk щодо роботи.

Автор роботи  Наумчук М.А.

Керівник роботи  Арсенюк І.Р.

ДОДАТОК Б

Інструкція користувача

Інструкція користувача для реабілітаційної рукавички

Опис пристрою:

Реабілітаційна рукавичка для відновлення кисті руки – це сучасний пристрій, що використовує технологію електростимуляції для стимуляції м'язів та нервових закінчень. Вона допомагає у відновленні функцій кисті, полегшуючи процес реабілітації для пацієнтів із травмами чи захворюваннями.

Використання пристрою:

1. Підготовка до використання:

- Вийміть рукавичку з упаковки та переконайтеся, що всі компоненти знаходяться в комплекті.
- Перевірте стан акумулятора або підключіть рукавичку до джерела живлення, якщо це необхідно.

2. Одягання рукавички:

- Обережно одягніть рукавичку на кисть руки, забезпечивши щільне прилягання для максимальної ефективності.
- Переконайтеся, що електроди правильно розташовані на шкірі для оптимального контакту.

3. Увімкнення пристрою:

- Натисніть кнопку живлення, щоб увімкнути рукавичку.
- Дочекайтеся, поки індикатор покаже готовність пристрою до роботи.

4. Реабілітаційна сесія:

- Рукавичка автоматично підлаштується під ритм згинання пальців. Під час використання «рукавички» ви можете користуватися своєю травмованою рукою так само як до травми.

- Не забувайте слідкувати за реакцією вашої руки, щоб вчасно зняти пристрій і не травмувати руку ще раз, перенапрягши її.

5. Завершення сеансу:

- Після завершення сеансу пристрій автоматично вимкнеться або ви можете вимкнути його вручну, натиснувши кнопку живлення.

- Зніміть рукавичку обережно, щоб не пошкодити електроди.

Догляд за пристроєм:

- Після кожного використання очищайте електроди та внутрішню поверхню рукавички вологою серветкою або м'якою тканиною.

- Не занурюйте пристрій у воду і не використовуйте агресивні чистячі засоби.

- Зберігайте рукавичку в сухому та чистому місці, уникаючи прямих сонячних променів та високих температур.

Запобіжні заходи:

- Не використовуйте рукавичку, якщо у вас є відкриті рани, подразнення або алергічні реакції на шкірі в зоні застосування.

- Проконсультуйтеся з лікарем перед використанням пристрою, якщо у вас є серцево-судинні захворювання або інші серйозні медичні умови.

Дотримання цих інструкцій забезпечить ефективне та безпечне використання реабілітаційної рукавички для відновлення кисті руки.

ДОДАТОК В

Лістинг програми

```
#define LED(x) GPIO_WriteBit(GPIOA, GPIO_Pin_6, (x))
uint32_t desiredFrequency = 100; // Бажана частота (в Гц)
uint8_t desiredDutyCycle = 0;
static uint16_t previousADCValue = 0;
uint32_t ModCof = 10;
volatile uint32_t globalCounter = 0;

double Kp[4], Ki[4], Kd[4];

void LSI_Init (void);
void TIM2_Init(void);
void TIM3_PWM_Init(void);
void TIM3_PWM_SetFrequencyAndDutyCycle(uint32_t frequency);
void ADC_Init(void);

GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure;
Flash_InitTypeDef Flash_InitStructure;

int main(void)
{
    LSI_Init();
    HSE_Init();
    Flash_Init();
    Flash_ReadParam();
    GPIO_InitIO();
```

```

    TIM3_PWM_Init();
    TIM2_Init();
    TIM3_PWM_SetFrequencyAndDutyCycle(desiredFrequency);
    ADC1_Init();
    USART1_Init();
while(1)
{
    if (USART1_EndRead)
    {
        USART1_Process();
    }
    if (FLAG_EditParam)
    {
        FlashSaveParam();
        ResetSystemHandler();
    }
}
}

```

```

void LSI_Init(void) {
    RCC_LSICmd(ENABLE);

    while (RCC_GetFlagStatus(RCC_FLAG_LSIRDY) == RESET) {}

    RCC_PREDIV1Config(RCC_PREDIV1_Div1);

    // RCC_PLLSourceConfig(RCC_PLLSource_PREDIV1);

```

```

RCC_PLLConfig(RCC_PLLSource_HSI_Div2, RCC_PLLMul_16);

RCC_PLLCmd(ENABLE);

while (RCC_GetFlagStatus(RCC_FLAG_PLLRDY) == RESET) {}

RCC_SYSClkConfig(RCC_SYSClkSource_PLLCLK);

while (RCC_GetSYSClkSource() != 0x08) {}
}

void TIM3_PWM_Init(void)
{
    // Увімкнення тактування таймера TIM3
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM3, ENABLE);

    // Налаштування GPIO для ШИМ (PA4)
    RCC_AHBPeriphClockCmd(RCC_AHBPeriph_GPIOA, ENABLE);
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_4;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_AF;
    GPIO_InitStructure.GPIO_OType = GPIO_OType_PP;
    GPIO_InitStructure.GPIO_PuPd = GPIO_PuPd_NOPULL;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz;
    GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);
    GPIO_PinAFConfig(GPIOA, GPIO_PinSource4, GPIO_AF_1);

    GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_OUT;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_6;

```



```
GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);
```

```
// Налаштування таймера TIM3 в режим ШИМ
```

```
TIM_TimeBaseInitTypeDef TIM_TimeBaseStructure;
```

```
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 0;
```

```
TIM_TimeBaseStructure.TIM_CounterMode = TIM_CounterMode_Up;
```

```
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = 1000000 / 150; // Розрахунок періода для частоти 150 Гц
```

```
TIM_TimeBaseStructure.TIM_ClockDivision = 0;
```

```
TIM_TimeBaseStructure.TIM_RepetitionCounter = 0;
```

```
TIM_TimeBaseInit(TIM3, &TIM_TimeBaseStructure);
```

```
// Налаштування режиму ШИМ на каналі 1
```

```
TIM_OCInitTypeDef TIM_OCInitStructure;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OCMode = TIM_OCMode_PWM1;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OutputState = TIM_OutputState_Enable;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OutputNState = TIM_OutputNState_Disable;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_Pulse = 1000000 / 300; // Початковий заповнювач для частоти 150 Гц
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OCPolarity = TIM_OCPolarity_High;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OCNPolarity = TIM_OCNPolarity_High;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OCIdleState = TIM_OCIdleState_Set;
```

```
TIM_OCInitStructure.TIM_OCNIdleState = TIM_OCNIdleState_Reset;
```

```
TIM_OC1Init(TIM3, &TIM_OCInitStructure);
```

```
TIM_OC1PreloadConfig(TIM3, TIM_OCPreload_Enable);
```

```
// Увімкнення таймера TIM3
```

```
TIM_Cmd(TIM3, ENABLE);
```

```
}
```

```
void TIM3_PWM_SetFrequencyAndDutyCycle(uint32_t frequency) {
    // Перерахунок значення частоти в період для TIM3
    uint32_t periodTIM3 = 1000000 / frequency;

    // Оновлення регістрів періоду таймера TIM3
    TIM3->ARR = periodTIM3;

    // Перерахунок значення частоти для TIM2 (в 10 раз більше частоти TIM3)
    uint32_t periodTIM2 = periodTIM3*2;

    // Оновлення регістрів періоду таймера TIM2
    TIM2->ARR = periodTIM2;
}
```

```
void ADC1_Init(void) {
    // Увімкнення тактування АЦП
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_SPI1, ENABLE);

    ADC_Init(SPI1, ADC_NoSym, ADC_16, ADC_CH_ALL);

    // Увімкнення АЦП
    ADC_Cmd(SPI1, ENABLE);

    // Калібровка АЦП
    ADC_StartCalibration(SPI1);
}
```

```

void TIM2_Init(void) {
    // Увімкнення тактування таймера TIM2
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM14, ENABLE);

    // Обчислення періоду для заданої частоти
    uint32_t period = (1000000 / (desiredFrequency * 10)) - 1;

    // Налаштування таймера TIM2
    TIM_TimeBaseInitTypeDef TIM_TimeBaseStructure;
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 999; // Голова для отримання
частоти 1 кГц (PSC = 47999)
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_CounterMode = TIM_CounterMode_Down; //
Режим лічильника зворотного відліку
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = period; // Завдання періоду
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_ClockDivision = TIM_CKD_DIV1;
    TIM_TimeBaseInit(TIM14, &TIM_TimeBaseStructure);

    // Увімкнення переривання з переповнення таймера TIM2
    TIM_ITConfig(TIM14, TIM_IT_Update, ENABLE);

    // Увімкнення таймера TIM2
    TIM_Cmd(TIM14, ENABLE);

    // Налаштування переривання
    NVIC_InitTypeDef NVIC_InitStructure;
    NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannel = TIM14_IRQn; // Переривання від
TIM2
    NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelPriority = 0; // Пріоритет
переривання

```

```

NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelCmd = ENABLE;
NVIC_Init(&NVIC_InitStructure);
}

```

```

void TIM3_PWM_SetDutyCycle(uint16_t adcValue) {
    // Обмеження діапазону значення АЦП
    if (adcValue > LimValue) {
        adcValue = LimValue;
    }

    if (globalCounter == 4)
    {
        // Зміна значення ШИМ залежно від зміни значення АЦП
        if (adcValue > previousADCValue)
        {
            // Збільшення шпаруватості
            //uint32_t dutyCycle = ((adcValue - previousADCValue) * ModCof
* TIM3->ARR) / 4095;
            SettPWM (Chanel, adcValue)
            LED(1);

        }
        else LED(0);
        if (Chanel > 3) Chanel = 0;
        else Chanel++;
    }
    else previousADCValue = adcValue;
    // Збереження поточного значення АЦП

```

```
}
```

```
// Обробник переривання від АЦП
```

```
void ADC_GET(void)
```

```
{
```

```
    if(ADC_GetStatus(SPI1, Chanel) != RESET)
```

```
    {
```

```
        // Обробка завершення перетворення
```

```
        uint16_t adcValue = ADC_GetConversionValue(ADC1);
```

```
        // Додатковий код для обробки значення АЦП
```

```
        // Зміна значення ШИМ
```

```
        adcValue = PID_Result(Chanel, adcValue)
```

```
        TIM3_PWM_SetDutyCycle(adcValue);
```

```
    }
```

```
}
```

```
void TIM14_IRQHandler(void)
```

```
{
```

```
    if (TIM_GetITStatus(TIM14, TIM_IT_Update) != RESET)
```

```
    {
```

```
        // Інкремент глобальної змінної
```

```
        globalCounter++;
```

```
// Перевірка значення глобальної змінної
if (globalCounter == 4 || globalCounter == 2) {
    // Запуск перетворення АЦП
    ADC_StartOfConversion(ADC1);
}

// if (globalCounter == 3)

if (globalCounter > 6)
{
    // Обнулення глобальної змінної
    globalCounter = 0;
    TIM3->CCR1 = 0;
}

// Скидання прапора переривання
TIM_ClearITPendingBit(TIM14, TIM_IT_Update);

}

}
```

ДОДАТОК Г

Графічні матеріали

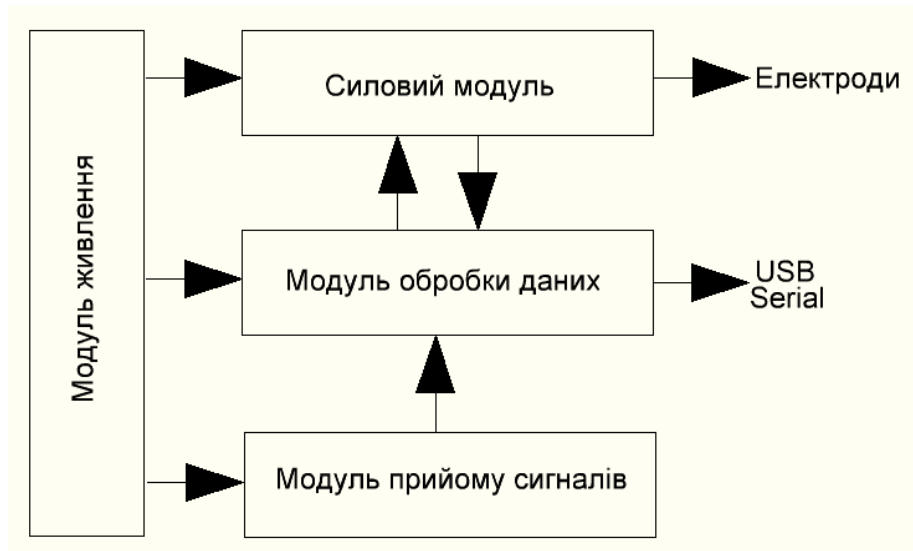


Рисунок Г.1 – Загальна блок схема пристрою

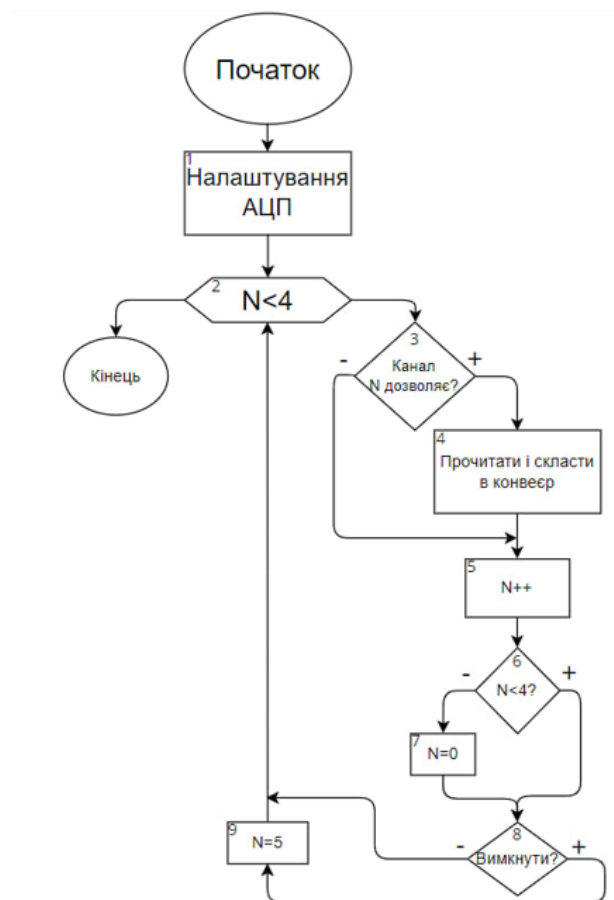


Рисунок Г.2 – Алгоритм отримання інформації

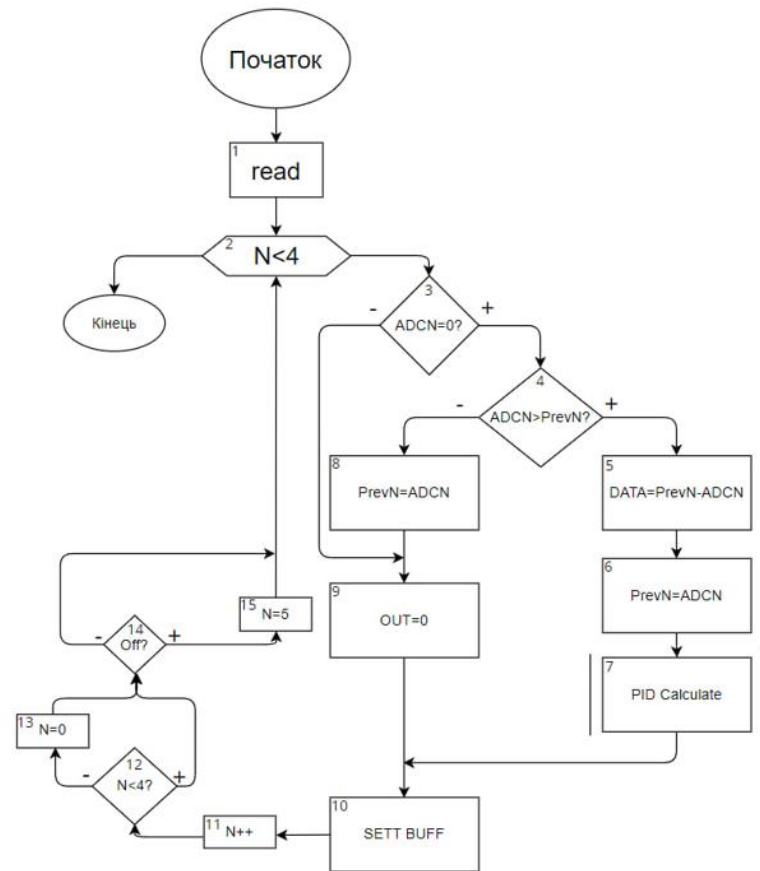


Рисунок Г.3 – Алгоритм опрацювання інформації

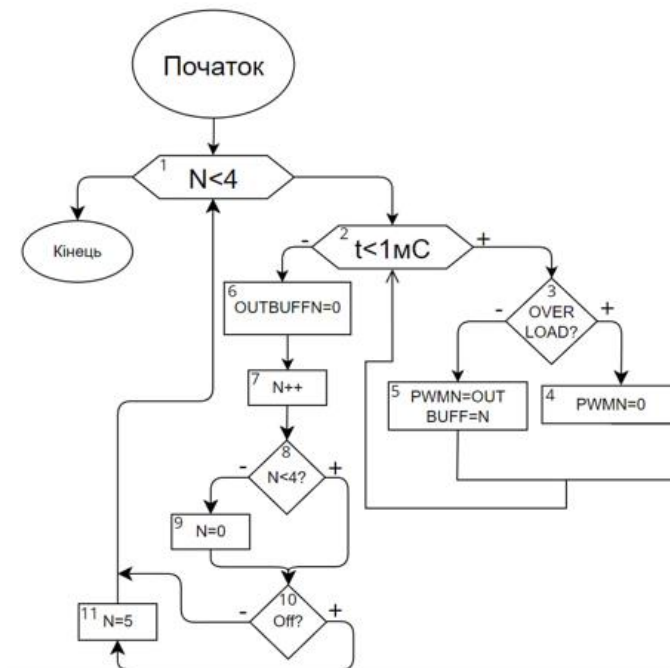


Рисунок Г.4 – Алгоритм роботи і обчислення силового модуля

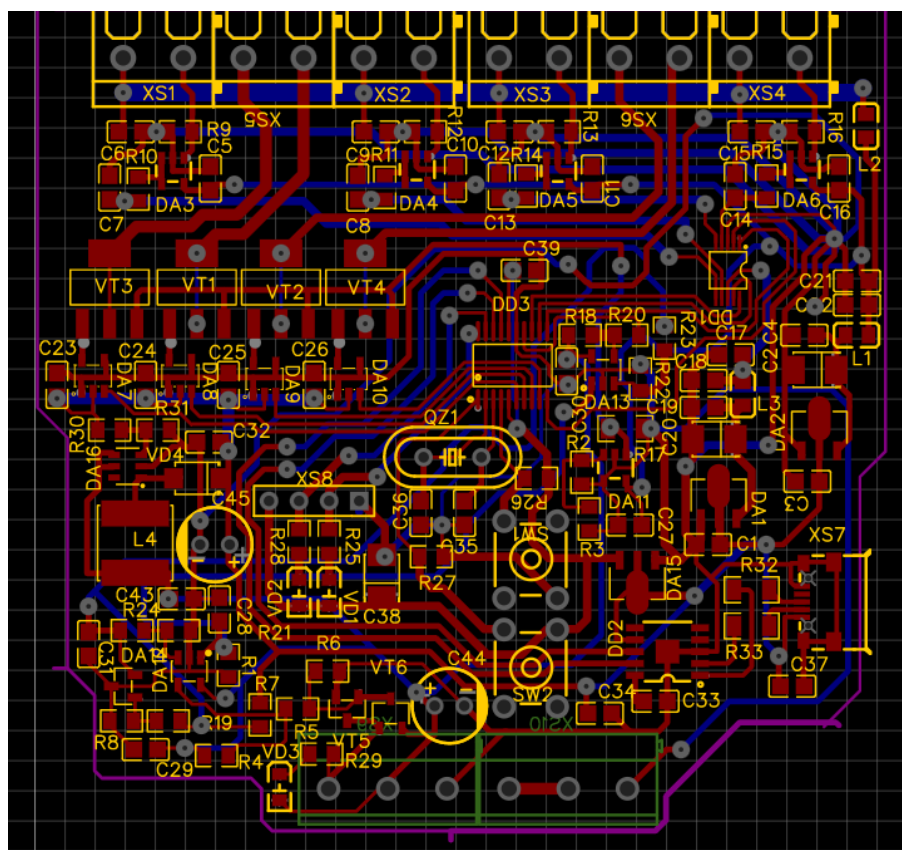


Рисунок Г.5 – Загальний вигляд плати

Додаток К

Д О В І Д К А

Дана Наумчуку Максиму Андрійовичу в тому що результати, одержані ним в процесі виконання комплексної бакалаврської кваліфікаційної роботи «Програмний модуль налаштування реабілітаційної «рукавички» для кисті руки», а саме: програмний модуль реабілітаційної рукавички, друкована плата реабілітаційної рукавички, планується використати для стартап школи Sikorsky Challenge м. Вінниці.

Очільник стартап школи

Барабан С. В.

Затверджую

Директор ТОВ _____

«___» _____ 2024 р

АКТ

Впровадження результатів бакалаврської кваліфікаційної роботи

_____ на тему:

«Програмний модуль налаштування реабілітаційної «рукавички» для кисті руки»

Результати бакалаврської кваліфікаційної роботи, а саме _____

було впроваджено/було використано _____

Члени комісії:

Додаток Л

Дипломи та сертифікати



Рисунок Л.1 – Диплом переможця стартап школи Sikorsky Challenge 2022 м. Київ



Рисунок Л.2 – Диплом фіналіста стартап школи Sikorsky Challenge 2022 м. Київ



Рисунок Л.3 – Диплом другого ступеню стартап школи Sikorsky Challenge 2022 м. Вінниця



Рисунок Л.4 – Сертифікат закінчення стартап школи Sikorsky Challenge 2022 м. Вінниця