

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ ТА НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
КАФЕДРА ЕЛЕКТРОНІКИ І КОМП'ЮТЕРНОЇ ТЕХНІКИ

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до кваліфікаційної роботи бакалавра на тему:

«Електронний пристрій керування біонічним протезом кисті руки»

Завідувач кафедри

Керівник

Студент гр. ЕС-71

Опанасюк А.С.

Знаменщиков Я.В.

Шкиря Ю.О.

Суми 2021 р.

Сумський Державний Університет
Факультет ЕлІТ
Кафедра електроніки і комп'ютерної техніки
Напрямок підготовки: 6.171 “Електронні системи”

ЗАТВЕРДЖЕНО:

Зав. Кафедри Опанасюк А.С.

«__» _____ 21 р.

ЗАВДАННЯ

на кваліфікаційну роботу бакалавра
студенту Шкирі Юрію

1. Тема проекту «Електронний пристрій керування біонічним протезом кисті руки»

затверджено наказом по кафедрі від «__» _____ 21 р. №

2. Термін здачі студентом закінченого проекту: 07.06.2021

3. Вихідні дані до проекту _____

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які підлягають розробці) _

- розробка алгоритму функціонування пристрою;

- розробка структурної схеми пристрою;

- розробка функціональної схеми пристрою;

- розробка принципової електричної схеми;

- розробка програмного забезпечення.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

- блок-схема алгоритму роботи пристрою;

-структурна блок-схема роботи пристрою;

-функціональна схема пристрою;

- принципова схема пристрою.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Перелік етапів виконання кваліфікаційної роботи	Термін виконання	Примітка
1	Огляд літератури відповідно до теми дослідження	19.03 - 08.04.2021	
2	Аналіз виявленої літератури	08.04 - 14.04.2021	
3	Постановка задачі проектування	14.04 - 16.04.2021	
4	Розробка алгоритму роботи пристрою. Створення структурної блок-схеми.	17.04 - 22.04.2021	
5	Побудова функціональної схеми пристрою	22.04 - 29.04.2021	
6	Вибір елементної бази	29.04 - 10.05.2021	
7	Розрахунки та синтез основних електричних вузлів. Побудова схеми електричної принципової	11.05 - 19.05.2021	
8	Розробка програмного забезпечення	19.05 - 25.05.2021	
9	Структуризація всього матеріалу та оформлення кваліфікаційної роботи	25.05 - 30.05.2021	

Керівник кваліфікаційної роботи:

Знаменщиков Я.В.

Виконавець кваліфікаційної роботи бакалавра:

Шкиря Ю.О.

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота бакалавра містить 55- сторінки тексту, 28-рисуноків, 5- таблиць, 16- джерел та графічний матеріал у вигляді схем: 1-принципова електрична схема, 1- функціональна схема, 1- блок-схема алгоритму роботи та 1 - структурна блок-схема.

Ключові слова: біоелектричний протез кисті, міоелектричний сигнал, Arduino Mega, Atmega2560, AD8232.

Мета роботи - розробити принцип управління біоелектричним протезом кисті.

У процесі дослідження проведено:

- 1) Огляд існуючих рішень;
- 2) вибір методу управління біоелектричним протезом;
- 3) вибір елементної бази проекту;
- 4) розробка структурної схеми біоелектричного протеза кисті;
- 5) експеримент з вимірювання біопотенціалів;
- 6) розробка принципової схеми блоку управління;
- 7) аналіз виконаної роботи.

Перший розділ розглядає існуючі рішення, аналіз доступних компонентів для проекту та постановки задачі.

Другий розділ містить інформацію про розробку алгоритму роботи, структурної та функціональної схеми пристрою.

Третій розділ включає в себе розробку принципової схеми пристрою. Проведено вибір елементної бази, розраховано та синтезовано основні електричні вузли.

Четвертий розділ містить розробку програмного забезпечення, розроблено програму та протестовано на створеному прототипі.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД	7
1.1 Огляд існуючих рішень	7
1.2 Огляд основних складових частин проекту	13
1.2.1 Центральний процесор	15
1.2.2 Сенсор міосигналів	19
1.3 Електроміографія	22
1.3.1 Принцип роботи електроміографії	22
1.3.2 Види електродів	23
1.3.3 Підсилення та фільтрація	24
1.4 Постановка задачі проектування	25
2 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ, СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ КИСТІ РУКИ	27
2.1 Розробка алгоритму функціонування пристрою	28
2.2 Розробка структурної схеми пристрою	29
2.3 Розробка функціональної схеми пристрою	29
3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ	30
3.1 Вибір елементної бази	30
3.2 Розрахунки та синтез основних електричних вузлів	36
3.3 Розробка принципової схеми	42
4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРИСТРОЮ І ЙОГО ПОДАЛЬШЕ ТЕСТУВАННЯ НА СТВОРЕНОМУ ПРОТОТИПУ	44
4.1 Синтез основних програмних компонентів	44
4.2 Програмна реалізація алгоритму роботи пристрою	49
4.3 Результати тестування пристрою	53
ВИСНОВКИ	55
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	56

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ		
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата			
Розроб.		Шкиря Ю.О.			Літ.	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Знаменщиков Я.В.				5	57
Т. Контр.					СумДУ, зр. ЕС-71		
Н. Контр.		Гапич В.М.					
Затверд.		Опанасюк А.С.					
Електронний пристрій керування біонічним протезом кисті руки. Пояснювальна записка							

ВСТУП

У наш час електро-біонічні протези набувають все більшого поширення, поступово замінюють механічні або косметичні протези. Одним з пріоритетних завдань в даному напрямку є розробка надійної і універсальної системи керування для протезів з використанням електричних сигналів, знятих з м'язів, і перетворення їх в цифровий сигнал для керування електроприводами протезу.

Сучасні електро-біонічні протези, що випускаються промислово, мають високу вартість, що суттєво знижує їх доступність пересічним користувачам. З іншого боку, поширення засобів розробки і проектування, таких як 3D принтери, програмно-апаратні платформи типу Arduino, дозволяє створювати складні пристрої і механізми, а на Інтернет-ресурсах з'являється все більше відкритих проектів по створенню біонічних протезів. Враховуючи недоліки існуючих проектів, а також орієнтуючись на низьку собівартість та доступність, було розроблено універсальну систему керування біонічним протезом.

Відповідно до вищезазначених умов розроблено принципову електричну схему, механічну частину і програмне забезпечення прототипу протезу руки. Основою системи керування протезом послугує платформа Arduino, яка зарекомендувала себе як універсальна платформа з великою кількістю різноманітних модулів, датчиків та іншої периферії. Згідно створеної схеми був використаний сенсор м'язових скорочень AD8232, який має обмежений функціонал і важко реалізує здатність розрізняти сигнали кожного м'яза, але його перевагами є надійність, доступність, компактність, висока швидкодія і мале енергоспоживання.

З часом планується перехід на іншу платформу, а саме мікрокомп'ютер Raspberry Pi, що дозволить використовувати передові датчики і сенсори і розширити можливості протезу. З переходом на мікрокомп'ютерну систему з'явиться можливість використання сенсора Myo Armband – браслета з бездротовим інтерфейсом та високою чутливістю.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		6

1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

1.1 Огляд існуючих рішень

Ottobock (TM Bebionic)

Ottobock - німецька компанія з протезування. У 2017 році компанія придбала Bebionic, роботизовану руку, у американської компанії Steeper, яка розробляла протези, і стала найбільш високотехнологічною компанією в області протезування верхніх кінцівок.

Завдяки 14 різним схемам стискання пальців протезу, Bebionic полегшує виконання повсякденних дій і значно розширює область можливих маніпуляцій.

Окремі двигуни на кожному пальці дозволяють використовувати природні, скоординовані схеми захоплення. Ці рухи додатково посилюються пропорційним контролем, який дозволяє регулювати швидкість та силу зчеплення руки під час щоденних завдань.



Рисунок 1.1- Зображення протезу Bebionic 2.0 в двох розмірах

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		7

Таблиця 1.1 - Основні характеристики протезу Bebionic 2.0

Характеристика	Значення
Виробник	Німеччина
Матеріали	Алюміній, нейлон, углеволокно
Маса	598 г.
Спосіб керування	Сенсор м'язових скорочень, фізичні кнопки
Час автономної роботи	До 16 годин
Клас захисту від навколишнього середовища	IP-24 Захист від негативної дії сторонніх предметів діаметром більше 12,5 мм., захист від крапель рідини будь-якої спрямованості
Ціна за один екземпляр	30000\$

Переваги:

Розвинута система керування;

Міцні і легкі матеріали;

Кожен палець є незалежним, що дозволяє мати декілька різних схем захоплення об'єктів;

Можливість регулювання швидкості та сили стискання пальців;

Лінійка з декількох розмірів;

Надійна механічна частина, виконана з важелів і жорстких тяг.

Недоліки:

Велика ціна самого виробу і його обслуговування;

Водонезахищеність;

Наявність затримки в часі між поданням сигналу від м'язів до руху пальців;

Велика вага.

Esper Bionics

Esper Bionics - український hardware-стартап, який розробляє IoT-пристрої в сфері протезування. Зараз команда розробляє роботу з інтуїтивним контролем - Esper Hand.

Команда має на меті створити функціональний, якісний, витривалий, а головне доступний протез, який буде встановлюватись українськими протезними клініками та центрами.

Легкий у користуванні та управлінні, з можливістю обрання необхідних хватів та контролем через мобільний додаток, протез Esper Bionics зможе змінити ситуацію з протезуванням в Україні. Замінити будь-який елемент конструкції не складе труднощів. Завдяки модульності і спеціальному кріпленню пальці протеза можна буде міняти дуже легко і швидко. Крім того, що протез в майбутньому почне удосконалювати свою систему в залежності від носія, в ньому буде передбачено оновлення прошивки, легка заміна модулів і блоків на більш досконалі, у міру їх появи.

Зараз в Esper Bionics йде робота над встановленням вдосконаленої версії протеза для бета-тестувань.



Рисунок 1.2 - Зображення протезу Esper Hand

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		9

Таблиця 1.2 - Основні характеристики протезу Open Bionics Hero Arm

Характеристика	Значення
Виробник	Україна
Матеріали	Алюміній,нейлон, поліуретан
Маса	410 г.
Спосіб керування	Сенсор м'язових скорочень, управління через смартфон, інтернет.
Час автономної роботи	До 20 годин
Клас захисту від навколишнього середовища	IP-24 Захист від негативної дії сторонніх предметів діаметром більше 12,5 мм., захист від крапель рідини будь-якої спрямованості.
Ціна за один екземпляр	16000\$

Переваги:

Адаптивна система керування з адаптивною системою;

Мала вага за рахунок легких матеріалів;

Можливість регулювання швидкості та сили стискання пальців;

Модульність системи;

Надійна механічна частина, виконана з важелів і жорстких тяг;

Кожен палець є незалежним, що дозволяє мати декілька різних схем захоплення об'єктів.

Недоліки:

Висока ціна виробу;

Водонезахищеність;

Наявність затримки в часі між поданням сигналу від м'язів до руху пальців.

Open Bionics

Open Bionics - британська компанія, яка розробляє недорогі біонічні руки.

Hero Arm - перша біонічна кінцівка Open Bionics, що комерційно доступна. Hero Arm - це найдоступніша біонічна рука з декількома рукоятками, що менше, ніж удвічі дешевше її найближчого конкурента. Кожний протез виготовлений на замовлення і вперше доступний для ампутованих верхніх кінцівок у віці дев'яти років.

Hero Arm постачається з 3-ма або 4-ма двигунами, залежно від найбільш підходящого розміру вашої руки. Ключові відмінності - зменшений розмір версії та кількість сухожил'я з трьома двигунами, вказівний і середній пальці завжди рухатимуться разом. У версії з чотирма двигунами 2 сухожилля як на вказівному, так і на середньому пальцях, що дозволяє їм рухатися самостійно.

Протез оснащений високопродуктивними двигунами, вдосконаленим програмним забезпеченням та довговічними акумуляторами, має невелику вагу а також модульну систему корпусних деталей йо дозволяє користувачу вибрати який вигляд буде мати його протез.



Рисунок 1.3 - Зображення протезу Open Bionics Hero Arm

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		11

Таблиця 1.3 - Основні характеристики протезу Open Bionics Hero Arm

Характеристика	Значення
Виробник	Англія
Матеріали	Нейлон, поліуретан
Маса	346 г.
Спосіб керування	Сенсор м'язових скорочень
Час автономної роботи	До 18 годин
Клас захисту від навколишнього середовища	IP-24 Захист від негативної дії сторонніх предметів діаметром більше 12,5 мм., захист від крапель рідини будь-якої спрямованості.
Ціна за один екземпляр	3500\$

Переваги:

Розвинута система керування;

Мала вага за рахунок легких матеріалів;

Можливість регулювання швидкості та сили стискання пальців;

Лінійка з декількох розмірів;

Велика кількість засобів персоналізації протезу;

Порівняно низька ціна і доступність;

Простота конструкції та невибагливість у використанні;

Висока швидкодія приводів пальців

Недоліки:

Кожен палець протезу не є незалежним;

Водонезахищеність;

Ненадійна механічна частина;

1.2 Огляд основних складових частин проекту

При розробці біонічного протезу основною задачею є вибір комплектуючих з яких буде збиратися електронна частина. Основними параметрами при їх виборі є надійність, доступність, низьке енергоспоживання, висока швидкодія і завадостійкість. Також необхідно звертати увагу на доступність всієї необхідної документації на кожний використаний компонент, для вирішення конструкторських задач в ході прототипування.

1.2.1 Центральний процесор

При виборі платформи на якій буде будуватися вся система керування, основним параметром є можливість максимально швидкого і легкого прототипування. Для цього необхідно мати максимально велику бібліотеку програмних засобів і достатню кількість інформації. Також немало важливу роль грає наявність програматорів. Тому на розгляд були обрані найбільш популярні і доступні платформи.

AVR від Atmel

AVR - сімейство восьми бітних мікроконтролерів побудованих за гарвардською архітектурою. Процесори AVR мають 32 8-бітових реєстри загального призначення. Максимальна тактова частота — 20 МГц.

Мікроконтролери AVR мають розвинену систему команд, що налічує до 133 інструкцій,, Flash ПЗУ програм з можливістю внутрішньосхемного перепрограмування. AVR-архітектура оптимізована під мову програмування високого рівня C. Крім того, всі кристали сімейства сумісні "з низу до верху".

Велику роль грає доступність програмного забезпечення і засобів підтримки розробки. У Atmel багато безкоштовних програмних продуктів. Добре відомо, що розвинені засоби підтримки розробок при освоєнні і знайомстві з будь-яким мікроконтролерним сімейством грають не менш значиму роль, ніж самі кристали. Фірма Atmel приділяє цьому питанню велику увагу і випускає надзвичайно вдалу і абсолютно безкоштовну середу розробки

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		13

Atmel Studio. А сторонні виробники з кожним роком випускають все більше компіляторів, програматоров, асемблерів, відладчиків, роз'ємів і адаптерів.

Стандартні сімейства мікроконтролерів AVR від Atmel:

tinyAVR (ATtinyxxx):

- Флеш-пам'ять до 16 КБ; SRAM до 512 Б; EEPROM до 512 Б;
- Число ліній введення-виведення 4-18 (загальна кількість виходів 6-32);
- Обмежений набір периферійних пристроїв.

megaAVR (ATmegaxxx):

- Флеш-пам'ять до 256 КБ; SRAM до 16 КБ; EEPROM до 4 КБ;
- Число ліній введення-виведення 23-86 (загальна кількість виходів 28-100);
- Апаратний помножувач;
- Розширена система команд і периферійних пристроїв.

XMEGA AVR (ATxmegaxxx):

- Флеш-пам'ять до 384 КБ; SRAM до 32 КБ; EEPROM до 4 КБ;
- Чотирьохканальний DMA-контролер;
- Інноваційна система обробки подій.



Рисунок 1.4 - Зображення мікроконтролера MEGA32U4

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

Переваги:

Низька вартість і поширеність;

Здатність працювати на частоті 20 МГц;

Вбудований 10-бітний АЦП;

Велике різноманіття мікроконтролерів;

Зручність використання;

Доступність інформації, середовища інформації та іншої периферії.

Недоліки:

Швидкість близько 20 MIPS замало в порівнянні з конкурентами.

STM від STMicroelectronics

STM32 - це платформа, в основі якої лежать мікроконтролери STMicroelectronics засновані на 32-бітних ARM процесорів Cortex-M7F, Cortex-M4F, Cortex-M3, Cortex-M0 + або Cortex-M0 , різні модулі та периферія, а також програмні рішення для роботи з ними. Дизайн ядра ARM має безліч параметрів, опцій, і STMicroelectronics вибирає індивідуальну конфігурацію для кожного мікроконтролера, при цьому додаючи свої власні периферійні пристрої до ядра мікроконтролера перед перетворенням дизайну в напівпровідникову пластину. Рішення на базі STM активно використовуються завдяки продуктивності мікроконтролера, його вдалою архітектурі, малому енергоспоживанні, невеликій ціні.

Низький рівень споживання енергії мікроконтролерів сімейства STM32 в робочому режимі в ще більшій мірі знижується за рахунок використання ряду режимів енергозбереження, що сприяє оптимізації робочих характеристик таких застосувань, як промислове обладнання, контролери обслуговування будівель, медична апаратура, периферія комп'ютерів і т.д.

На даний момент ARM Cortex-M3 стає, можливо, найпопулярнішим 32-розрядних процесорним ядром для вбудованих систем, а мікроконтролери на його базі мають універсальну, добре збалансовану архітектуру. Багато фахівців вважають STM32 одним з найпоширеніших, дешевих і перспективних 32-розрядних мікроконтролерів.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		15

В сімейство STM32 входять дві лінійки приладів:

Access (F101xx):

- Тактова частота 36 МГц;
- Флеш-пам'ять від 32 до 128 кбайт, SRAM від 6 до 16 кбайт;
- До 7 комунікаційних інтерфейсів.

Performance (F103xx):

- Тактова частота 72 МГц;
- Флеш-пам'ять від 256 до 512 кбайт, SRAM до 64 кбайт;
- Контролер статичної пам'яті з підтримкою Compact;
- Flash, SRAM, PSRAM, NOR і NAND пам'яті, з підтримкою LCD паралельного інтерфейсу (F103Vx).

Discovery (F4xx):

- Ядро Cortex-M4 з інструкціями DSP, FPU
- Тактова частота 168 МГц;
- Флеш-пам'ять до 1 Мбайт, SRAM до 192 кбайт;
- Інтерфейс зовнішньої пам'яті;
- Аналоговий генератор випадкових чисел.

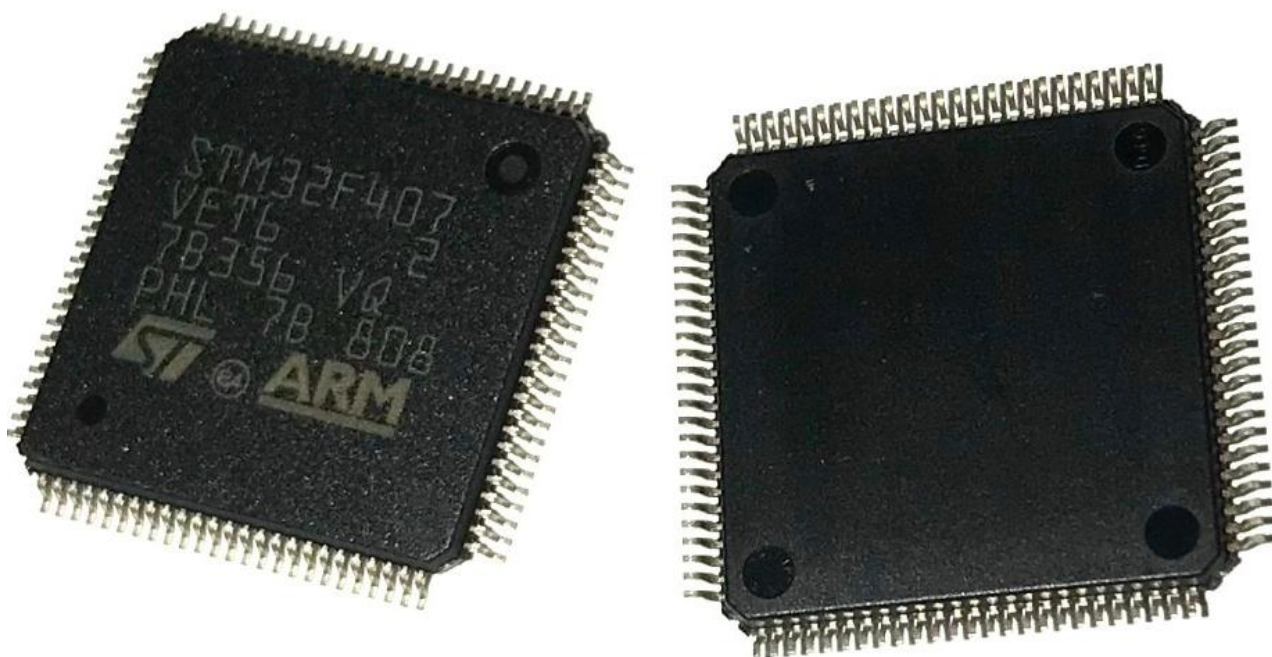


Рисунок 1.5 - Зображення мікроконтролера STM32F407

Переваги:

Низька вартість;

Зручність використання;

Велике різноманіття середовищ розробки;

Чіпи взаємозамінні - якщо не вистачає ресурсів одного мікроконтролера, його можна замінити на більш потужний, не змінюючи самої схеми і плати;

Висока продуктивність;

Зручне налагодження мікроконтролера;

Здатність працювати на частоті до 72 МГц;

Недоліки:

На даний момент не так багато літератури по STM32;

Більшість створених бібліотек вже застаріли, простіше створювати свої власні.

РІС від Microchip

РІС - серія мікроконтролерів, що мають гарвардську архітектуру і вироблених американською компанією Microchip Technology Inc. Під маркою РІС випускаються 8, 16 і 32-бітні мікроконтролери, відмінною рисою яких є хороша спадкоємність різних сімейств: програмна сумісність, сумісність за виводами, по периферії, по напрузі живлення. Номенклатура налічує понад 500 різних контролерів з різноманітними варіаціями.

Апаратні можливості пристроїв РІС варіюються від 6-контактних SMD, 8-контактних DIP-мікросхем до 144-контактних SMD-мікросхем, з дискретними виводами вводу-виводу, модулями ADC і DAC, а також портами зв'язку, такими як UART, I2C, CAN та навіть USB. Для багатьох типів існують варіації низької та високої швидкості.

Пристрої РІС популярні як серед промислових розробників, так і серед любителів, завдяки низькій вартості, широкій доступності, великій базі користувачів, великій колекції приміток до програм, доступності недорогих або

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		17

безкоштовних інструментів розробки, послідовному програмуванню та можливості перепрограмування флеш-пам'яті.



Рисунок 1.6 - Зображення мікроконтролера PIC32MX340F

Переваги:

Низька вартість;

Зручність використання;

Висока надійність;

Висока продуктивність;

Низьке енергоспоживання;

Здатність працювати на частоті до 200 МГц;

Недоліки:

Мала кількість інструкцій, всього 35;

Пам'ять програм недоступна, і є лише один акумулятор;

Низьку вихідну потужність, тому їм потрібні схеми взаємодії для керування пристроями з більшим струмом.

1.2.2 Сенсор міосигналів

The Myo Armband

Браслет Myo - розроблений Thalmic Labs у 2014 році здатний розпізнавати п'ять жестів руки, має передачу по бездротовій технології. Має 8 датчиків ЕМГ для виявлення електричних змін при рухах з різних частин м'язів передпліччя. Myo також оснащений гіроскопом та акселерометром для забезпечення знаходження положення руки в 3D-просторі. Датчики ЕМГ у пов'язці Myo виявляють і надають дуже точні та безшумні дані з м'язів у порівнянні з іншими типами датчиків. Пов'язка Myo надсилає дані з датчиків ЕМГ, гіроскопа та акселерометра на мікроконтролер через Bluetooth. Пристрій живиться від двох акумуляторних елементів в різних місцях; кожна комірка має потужність 260 mAh, а діапазон робочої напруги від 1,7 до 3,3 В. Для керування використано процесор ARM Cortex M4. В основному він використовується для медичних цілей, систем автоматизації, а також для управління роботизованими озброєннями та безпілотними літаками (БПЛА). Більше того, цей продукт підтримується набором SDK, який забезпечує зв'язок між браслетом Myo та іншими програмами, такими як MATLAB. Як видно з рис. 1.7, пристрій має вісім сегментів в еластичному корпусі, який регулює пов'язку Myo відповідно до розмірів користувача.



Рисунок 1.7 - Зображення браслета Myo

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		19

MyoWare Muscle Sensor

MyoWare - це датчик універсальної електроміографії (EMG) від Arduino Technologies, що працює на Arduino. MyoWare діє шляхом вимірювання випрямленої електричної активності м'яза, дозволяє прикріплювати біомедичні електроди безпосередньо до самої плати, позбавляючись кабелів. Сенсор живиться від 3,1 В до 5 В, вихід RAW EMG дозволяє знімати показання без вбудованих в палату фільтрів. Вимірювання м'язової активності відбувається шляхом виявлення її електричного потенціалу, яке називають електроміографією (ЕМГ), традиційно застосовується для медичних досліджень. Однак з появою постійно зменшуваних, але все більш потужних мікроконтролерів та інтегральних схем, схеми та датчики ЕМГ потрапили у всі види систем управління. Як видно з рис. 1.8, пристрій має 3 електроди і виконаний на текстолітній пластині.

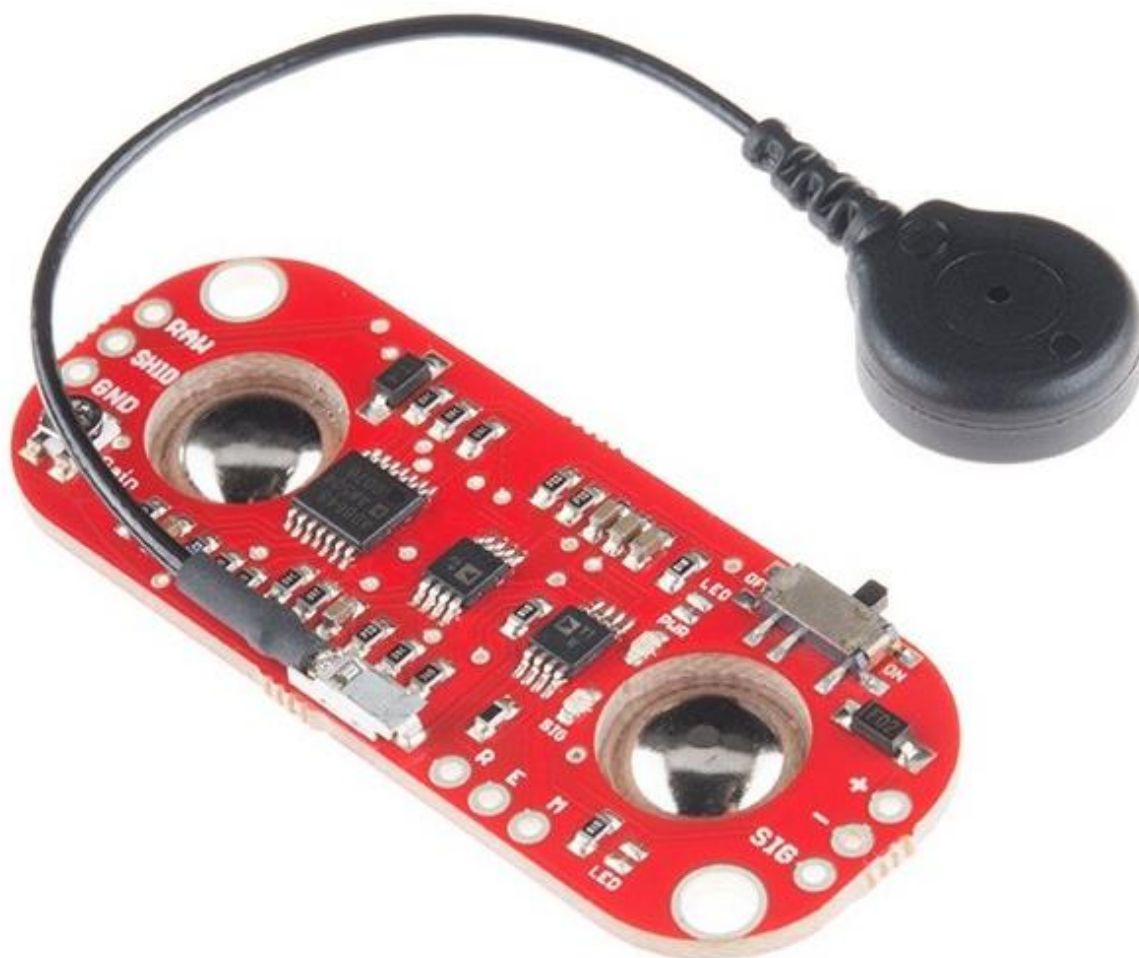


Рисунок 1.8 - Зображення сенсора MyoWare

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		20

AD8232

AD8232 - це економічний модуль, який використовується для вимірювання електричної активності серця. Ця електрична активність може бути визначена як електрокардіограма (ЕКГ) і виведена як аналогові значення. Показання можуть бути надзвичайно шумними, і монітор серцевого ритму AD8232 працює як операційний підсилювач. Він розроблений для вилучення, посилення та фільтрування малих сигналів біопотенціалу в наявність шумних умов, таких як ті, що створюються рухом або віддалене розміщення електрода. Ця конструкція дозволяє надмірно потужний аналого-цифровий перетворювач (АЦП) або вбудований мікроконтролер для легкого отримання вихідного сигналу. AD8232 має двополісний фільтр високих частот для усунення артефактів руху. Цей фільтр тісно поєднаний з контрольно-вимірювальною архітектурою підсилювача, щоб забезпечити як велике посилення, так і високі частоти фільтрація в один етап, тим самим економить простір та витрати. Незв'язаний операційний підсилювач дозволяє AD8232 створити триполісний фільтр низьких частот, щоб усунути додатковий шум. Користувач може вибрати частотне відсічення всіх фільтрів.

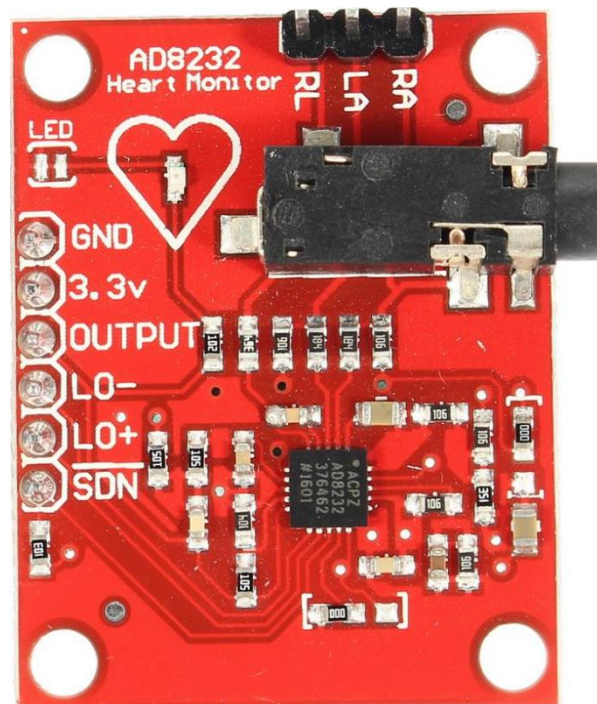


Рисунок 1.9 - Зображення сенсора AD8232

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		21

1.3 Електроміографія

1.3.1 Принцип роботи електроміографії

Електроміографія, або ЕМГ, визначається як електрофізіологічний засіб який використовується з метою виявлення та аналізу будь-якої електричної активності, що генерується в межах кінцівок людини. Електроміографія зазвичай використовується в клінічній практиці лікування та дослідження для отримання знань про біомеханічні рухи людей і тварин. Разом із недавньою еволюцією і розвитком апаратного та програмного забезпечення технології в рамках ЕМГ, було винайдено безліч методів і прийомів.

Рухи та реакції в організмі людини, такі як рух тіла, підтримка постави, стабілізація суглобів та виділення тепла - всі процеси регулюються специфічними електричними сигналами, визначеними як потенціал дії одного волокна (ПДОВ), тобто транспортується з нервової системи до різних м'язових волокон в організмі людини. Частоти ЕМГ можуть відрізнитися залежно від конкретного застосування, але зазвичай мають тенденцію до появи діапазон від 5 Гц до 450 Гц.

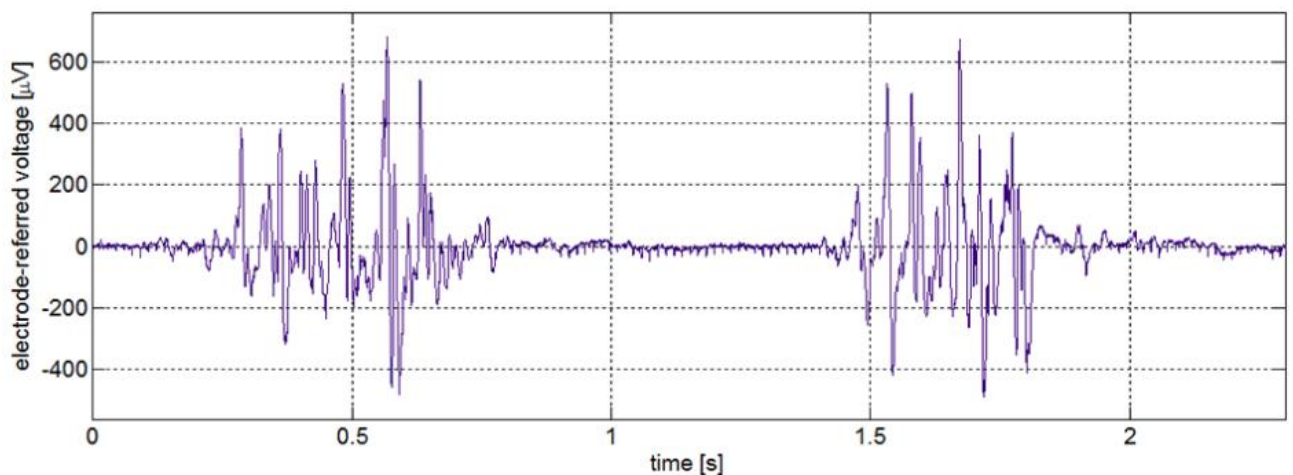


Рисунок 1.10 - ЕМГ-сигнали

1.3.2 Види електродів

Для нанесення на карту та візуалізації діяльності і потенціалів ПДОВ використовуються різні типи електродів впроваджуються в рамках ЕМГ.

Електроди функціонують як пасивний електричний інтерфейс між м'язовими волокнами та обладнанням для оцінки.



Рисунок 1.11 - електроди поверхневі ЕМГ (sEMG) та внутрішньом'язова ЕМГ (iEMG)

Існує два різні типи ЕМГ; поверхневі ЕМГ (sEMG) та внутрішньом'язова ЕМГ (iEMG). Електроди, що використовуються в sEMG, можуть аналізувати дані м'язів без проколювання шкіри на відміну від електродів, що використовуються в iEMG, але має гіршу якість показань.

Існує 4 основних типи електродів, що використовуються в iEMG, і 1 основний тип електродів, що використовуються для sEMG, як зазначено нижче.

- Концентричний голчастий електрод (iEMG)

Концентричний голчастий електрод в основному використовується під час медичних оглядів. Він має форму голки і функціонує, проникаючи в шкіру користувача, щоб отримати детальну інформацію про місцеві м'язові волокна. Площа захоплення становить близько 2,5 мм.

- Монополярний електрод (iEMG)

Монополярний також має форму голчастого електрода і теж вимагає проникнення в шкіру людини для функціонування. Монополярний електрод є менш болючим для користувача, ніж концентричний, разом із більш високою чутливістю, але має свої недоліки у вигляді більшої нестабільності. Монополярний електрод може також використовуватися для

внутрішньом'язової стимуляції для лікування хронічний м'язовий болей і спазмів.

Одноволоконний електрод (iEMG)

Одноволоконний електрод використовується для виявлення одиничних м'язових волокон, а отже має більшу чутливість, ніж інші голчасті електроди. Як правило, радіус зондування становить 300 мкм.

Макро-EMG-електрод (iEMG)

Електрод Макро EMG використовується для аналізу електричної активності в групі декількох м'язових волокон. При зборі даних, окремі дії м'язових волокон додаються і усереднюються щоб створити єдине значення. Площа покриття для цього типу електродів встановлена приблизно в 15 мм.

- Поверхневий EMG-електрод (sEMG)

Електроди sEMG розміщені на поверхні шкіри користувача, а отже, ніяких приколів шкіри. Вони мають відносно велику площу покриття і потребують найменших налаштувань. Площа покриття сильно варіюється в залежності розміру електрода. Завдяки простоті використання та встановлення, sEMG є найбільш часто використовуваний тип електродів для протезування рук.

1.3.3 Підсилення та фільтрація

Посилення та фільтрування - це звичайна практика в EMG, яка використовується для збільшення кратності, та покращення якості вихідних EMG сигналів для високоточного аналізу даних. Процес посилення проводиться за допомогою спеціальних електричних підсилювальні схем, здатних збільшити потужність сигналу за допомогою зовнішнього джерела живлення.

Процес фільтрації відбувається за допомогою високочастотних та низькочастотних фільтрів сигналу для відсікання частот вище і нижче заздалегідь заданого значення частоти, яке зазвичай встановлюється на рівні 5 Гц і 10 кГц. EMG сигнали часто передаються через кілька фільтрів після

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		24

процесу посилення, а потім переходять на додаткові процеси посилення з метою підвищення якості ЕМГ сенсору.

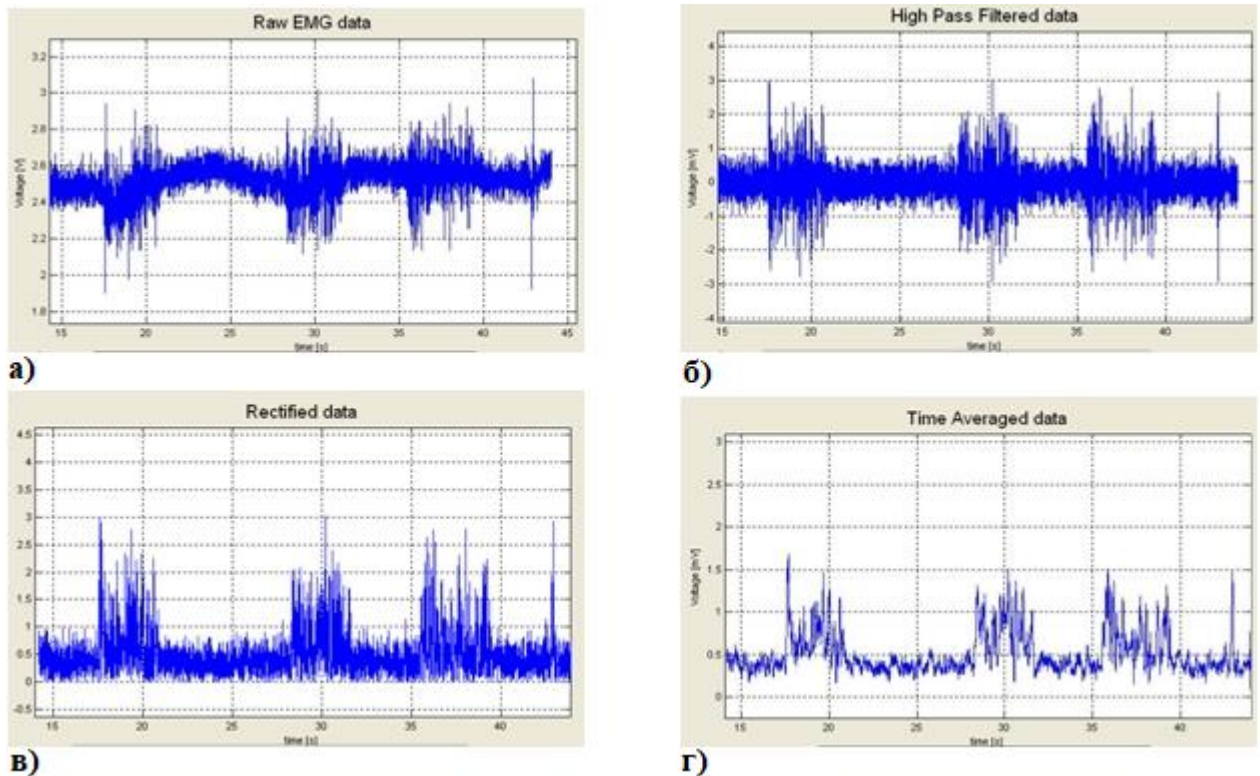


Рисунок 1.12 - ЕМГ сигнали а) неопрацьовані дані, б) фільтрування високих частот, в) очищений сигнал, г) корегування за середнім часом або "конверт" протягом 30 секунд.

1.4 Постановка задачі проектування

Основною задачею проектування є реалізація системи управління біонічним протезом руки, тому вимоги були складені з розумінням навантажень при її експлуатації.

Розміри:

Максимальні розміри для руки з витягнутими пальцями встановлені ,довжина 210 мм, ширина 160 мм і товщина 40 мм.

Вага:

Максимальна вага кисті повинна становити 400 г.

Вихідна сила:

Кожен з 4 пальців повинен мати вихідну силу не менше 10 Н.

Швидкість відкриття / закриття пальця:

Установлено максимальний час, що використовується пальцем при відкритті та закритті руки 1 секунда.

Витривалість пальців:

Кожен палець повинен витримати зусилля щонайменше 63 Н, що становить несуче навантаження 6,4 кг. Великий палець повинен витримати силу, щонайменше, 45 Н, що становить несуче навантаження 4,5 кг.

Технологічні деталі:

Рука не повинна складатися з більш ніж 80 деталей, які потрібно виготовити і не мати в своєму складі важкодоступних компонентів.

Економічність:

Рука повинна бути максимально економічно вигідною, при цьому виконуючи інші перелічені вимоги.

Подібність:

Рука повинна, настільки це можливо, естетично нагадувати справжню людську руку також виконуючи інші перераховані вимоги.

Чутливість до навантаження:

Руці необхідно надати можливість регулювати швидкість пальців, до самої зупинки, в залежності він наданого на пальці навантаження, таким чином вирішується проблема зупинки руху пальців при захопленні об'єкта, а також зупинка в крайніх положеннях

Енергоефективність:

Вся електроніка протезу, в режимі простою, повинна споживати не більше ніж 40 мА.

Водоникність:

Протез повинен бути захищеним від прямого потрапляння рідини на його корпусні деталі.

Незалежність пальців:

Кожен палець повинен бути незалежним від інших, що дає можливість створення набору жестів.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		26

2 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ, СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ КИСТІ РУКИ

2.1 Розробка алгоритму функціонування пристрою

Задача розробленого пристрою заключається фіксації показань сенсора м'язової активності або сенсорних кнопок і його подальша реакція на дані дії, у вигляді згинання механічних пальців. Він позиціонується як доступна лінійка протезів з відкритим кодом, для покращення функціональних можливостей і збільшення сфер застосування. Будь-який достатньо ерудований користувач може вносити зміни в програмну частину протезу для досягнення максимальної ефективності при виконанні його повсякденних робіт, що звісно не говорить про непридатність і непристосованість стандартних функції закладених при виробництві, адже зі збільшенням самостійних розробок, будуть додаватися і змінюватися стандартні функції, що призведе до покращення якості всього виробу.

Згідно визначеним задачам була складена блок-схема алгоритму роботи пристрою.

Після ввімкнення пристрою відбувається відведення пальців в крайнє верхнє положення для показання говності і можливості захоплювати необхідний об'єкт. Після чого починається опитування міосенсора і пяти сенсорних кнопок, кожна з них відповідає за свій віддільний палець. При фіксації міосенсором м'язової діяльності всі пальці починають рухатися в протилежному напрямку від своєї крайньої точки. При спрацювані ж сенсорної кнопки дану дію виконує тільки прив'язаний до неї віддільний палець.

Під час любих рухів пальців струм споживаний ними фіксується і у випадку перевантаження двигуна, тобто повної його зупинки, коли струм споживання стає більше порогового максимального, який зазначений в програмній частині проекту, живлення припиняється подаватись, а палець надійно фіксується в останньому зайнятому положенні. Після чого все повторюється доки живлення не буде відключене.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		27

2.2 Розробка структурної схеми пристрою

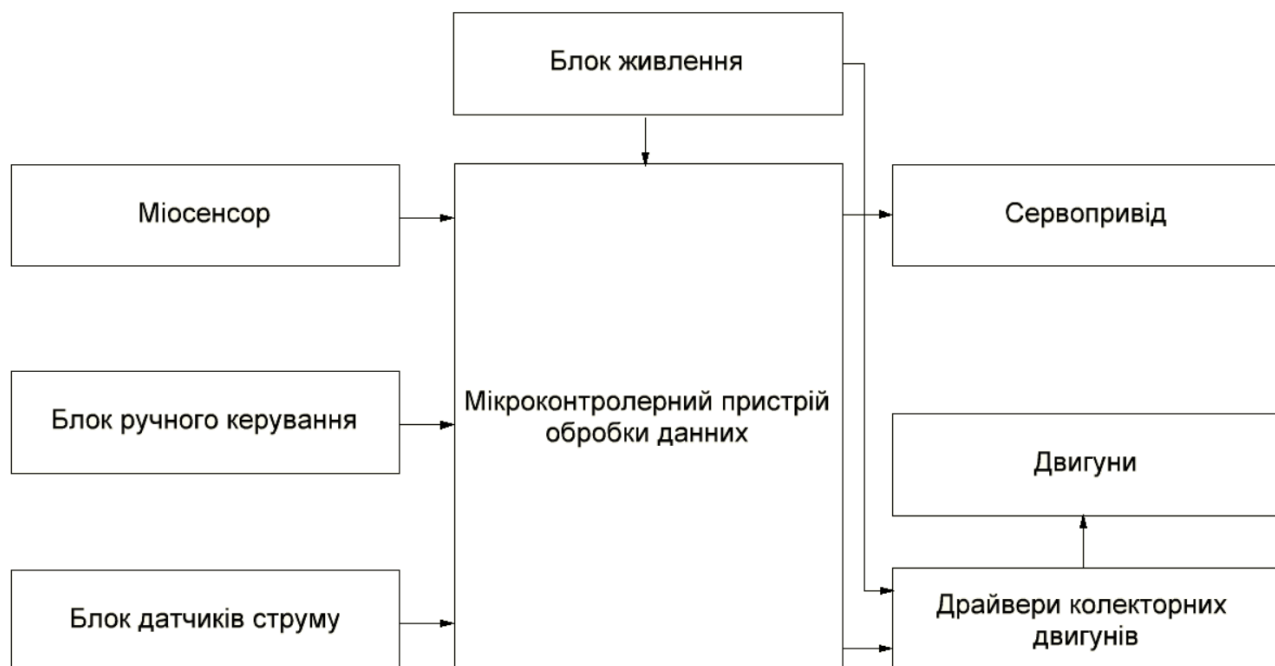


Рисунок 2.2 – Структурна схема пристрою

2.3 Розробка функціональної схеми пристрою



Рисунок 2.3 – Функціональна схема пристрою

Живлення пристрою буде забезпечувати Li-Po акумулятор з номінальною напругою 11.1 вольт і ємністю 2600mAh. Для живлення драйвера двигуна L9110S і двигунів дана напруга є підходящою, а для мікроконтролера і його датчиків необхідний перетворювач напруги на 5 вольт.

3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ

3.1 Вибір елементної бази

Вибір мікроконтролера. Мікроконтролер дозволяє комп'ютерній системі отримувати дані з навколишнього середовища і контролювати фізичні об'єкти, в нашому випадку електродвигуни.

Для виконання задачі проектування мікроконтролер має відповідати наступним критеріям:

- висока швидкодія;
- мати середовище для програмування та велику кількість бібліотек;
- доступність;
- компактні розміри;
- невисока вартість;

За порівняльним аналізом був обраний мікроконтролер ATmega2560 - 16AU, 8-ми розрядний CMOS мікроконтролер з низьким енергоспоживанням, оснований на архітектурі AVR RISC.

Характеристики:

- Ядро: 8bit megaAVR;
- Макс. Швидкодія : 16 МГц (16 MIPS);
- Пам'ять програм (flash): 256 КБ;
- Пам'ять даних (RAM): 4 КБ;
- Память EEPROM: 8 Кбайт;
- Кіл-ть ліній вводу/виводу: 54;
- Кіл-ть входів АЦП: 16;
- Разрядність АЦП: 10;
- Кількість АЦП: 1;
- Швидкодія АЦП: 15 тис. відрахувань/с;
- Кількість UART: 1;

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		30

Обраний мікроконтролер можна знайти в складі відладочної плати Arduino Mega 2560 PRO MINI, яка має зручно розведені контактні місця для монтажу компонентів і вбудований програматор. Дана платформа є популярною в усьому світі серед ентузіастів завдяки зручності і простоті мови програмування, а також відкритій архітектурі і великим бібліотекам програмного коду.

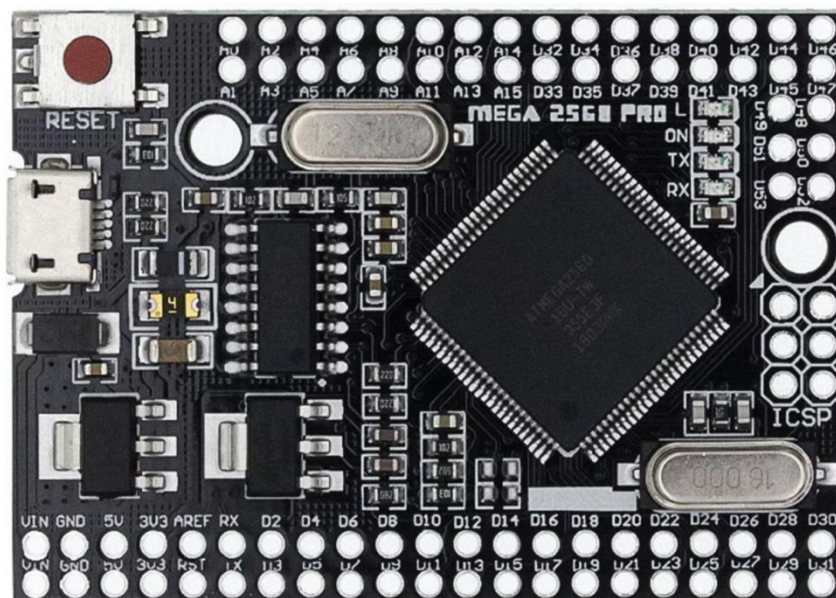


Рисунок 3.1 – Зображення Arduino Mega 2560 PRO MINI

Arduino Mega має вбудовану мікросхему CH340G, що дозволяє не використовувати додаткові апаратні засоби для з'єднання з комп'ютером. CH340G підтримує симплексний, пів дуплексний та повно дуплексний асинхронні режими обміну. Мікросхема повністю емулює роботу стандартного COM-порту.

Характеристики:

- Мікроконтролер ATmega2560 - 16AU
- Спосіб підключення до програматора - UART
- Робоча напруга 5В
- Вхідна напруга (рекомендований) 7-9V
- Вхідна напруга (граничне) 6-12V

- Цифрові введення / виведення - 54 (15 з яких забезпечують вихід PWM / ШІМ)
- Аналогові входи - 16
- Постійний струм в лінії введення / виводу 40 мА
- Постійний струм на 3,3 Pin 50 мА
- Флеш-пам'ять 256 Кб, з яких 8 Кб використовуються загрузчиком
- 8 Кб SRAM
- EEPROM 4 Кб
- Тактова частота 16 МГц

Вибір сенсору ЕМГ. Зчитування м'язової активності будемо проводити сенсором AD8232.

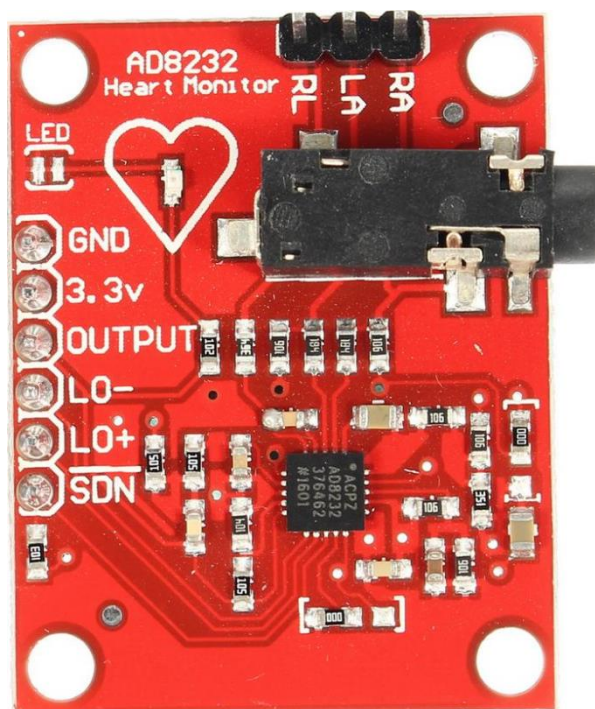


Рисунок 3.2– Зображення сенсора AD8232

Модуль AD8232 може бути підключений до більшості мікроконтролерів за допомогою стандартного інтерфейсу SPI.

Основні характеристики:

Низьке споживання струму: 170 мкА
Напруга живлення: однополярна від 2 до 3,5 В
Rail to Rail вихідний сигнал
Кількість електродів: 2 або 3
Кількість відведень ЕКГ: 1
Вбудований фільтр ВЧ перешкод
2-полюсний фільтр високих частот
3-полюсний фільтр низьких частот
Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу: 80 дБ
Детектор контакту електродів
Вихідний сигнал: аналоговий

Вибір приводів пальців. Вибір двигунів повинен бути зроблений на початку проектування, адже тип, розміри, і форма двигуна має величезний вплив на конструкцію руки.

Для того, щоб імітувати рух пальця руки, було розглянуто два типи двигунів. Поворотні та ротаційні. Було виявлено, що лінійні простіше встановити, вони мають високу вихідну силу, а також швидкість закривання та відкривання.

Проте проблема полягає в тому, що лінійні двигуни є значно дорожчими, ніж ротаційні однакової якості, і вони значно збільшили б кінечну вартість продукту. Тому рішенням було розробити механізм, який відтворив би лінійний рух, але за допомогою роторного двигуна для забезпечення більш доступної альтернативи, зберігаючи при цьому хорошу вихідну силу та швидкість руху.

Розміри також зіграли величезну роль у виборі деталей двигуна, оскільки занадто великі двигуни потребували б великий моторний відсік, що, в свою чергу, може призвести до збільшення розмірів, і вплинуло б на естетичні особливості в кінцевого продукту.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		33

Для того, щоб при виборі двигуна він буде здатний досягти необхідної швидкості пальця, проведемо розрахунок для того, щоб визначити найбільш підходящу швидкість, яка допомогла б визначити найбільш підходящий варіант двигуна з урахуванням вимог до виробу.

Для того, щоб двигун міг закрити палець за 1 секунду відповідно до зазначеної вимоги швидкості пальця, він повинен мати можливість обертатися 16 разів на 360 градусів за цей час (див. малюнок 3.3 та рівняння нижче), оскільки механізм перетворення з кругового руху в лійний реалізований за допомогою шпильки М4 і гайки на тязі пальця, яка накручується на неї. Згідно вимогам до естетичності і подібності зі справжньою рукою, довжина пальця протезу становить 8 см. Для того, щоб розрахувати мінімальне значення швидкості, було проведено наступні розрахунки:

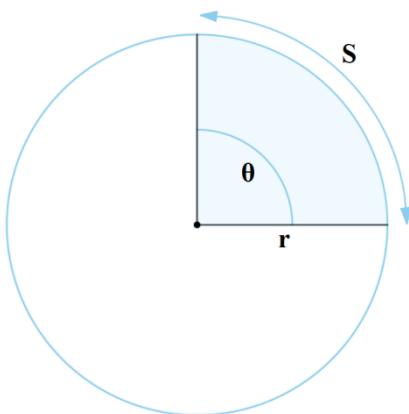


Рисунок 3.3 Лінійна швидкість по колу

Так як ми знаємо, що нам необхідна швидкість двигуна становить 16 обертів за секунду, то можна легко розрахувати поточну швидкість двигуна в обертах за хвилину:

$$\frac{60 * 16}{1} = 960 \text{ об/хв}$$

Згідно даній швидкості було обрано найбільш підходящий двигун, ним виявився N20-1000 з понижуючим редуктором на 1000 обертів за хвилину і різьбовою шпилькою М4, його зображення можна побачити на малюнку 3.4 . За рахунок редуктора він має високий крутний момент, а його компактність дозволяє виділити моторному відсіку менше місця ніж у випадку з іншими двигунами.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		34



Рисунок 3.4 Двигун N20-1000

Драйвер керування двигунами. Так як двигун живиться від 12 вольт і має споживання значно більше ніж може дати мікроконтроллер то необхідно обрати драйвер керування, який задовольнив би потреби обраного раніше двигуна а саме живлення 12 вольт і струм не менше 700 міліампер. Згідно даних вимог можна знайти велику кількість готових варіантів, але вибір пав саме на Н-міст L9110S, який має необхідні характеристики, малі розміри і низьку вагу порівняно з іншими. Також за допомогою ШІМ модуляції є можливість регулювання швидкості і сили двигуна.

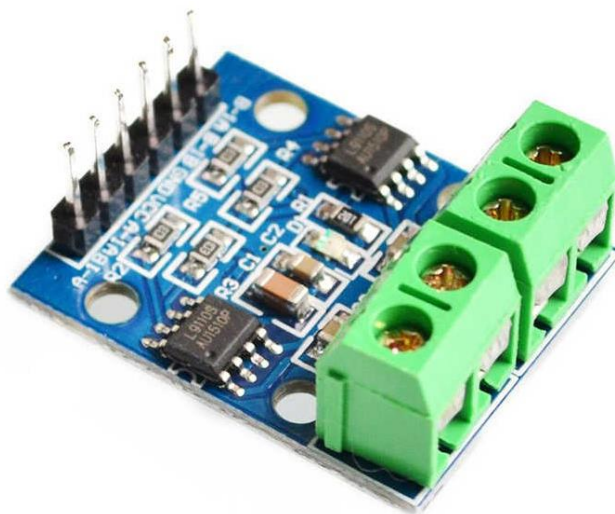


Рисунок 3.5 Драйвер колекторного двигуна L9110S

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		35

Кнопки ручного керування. Для керування пальців в ручному режимі були обрані сенсорні кнопки ТТР223, по причині їх надійності і легкості їх монтажу в протез в порівнянні з механічними.

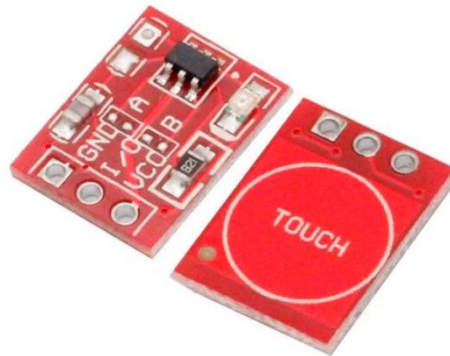


Рисунок 3.5 Сенсорна кнопка ТТР223

3.2 Розрахунки та синтез основних електричних вузлів

Підключення мікроконтролера. На рисунку 3.6 наведено типову схему підключення мікроконтролера Atmega2560 на прикладі плати Arduino Mega 2560 PRO MINI.

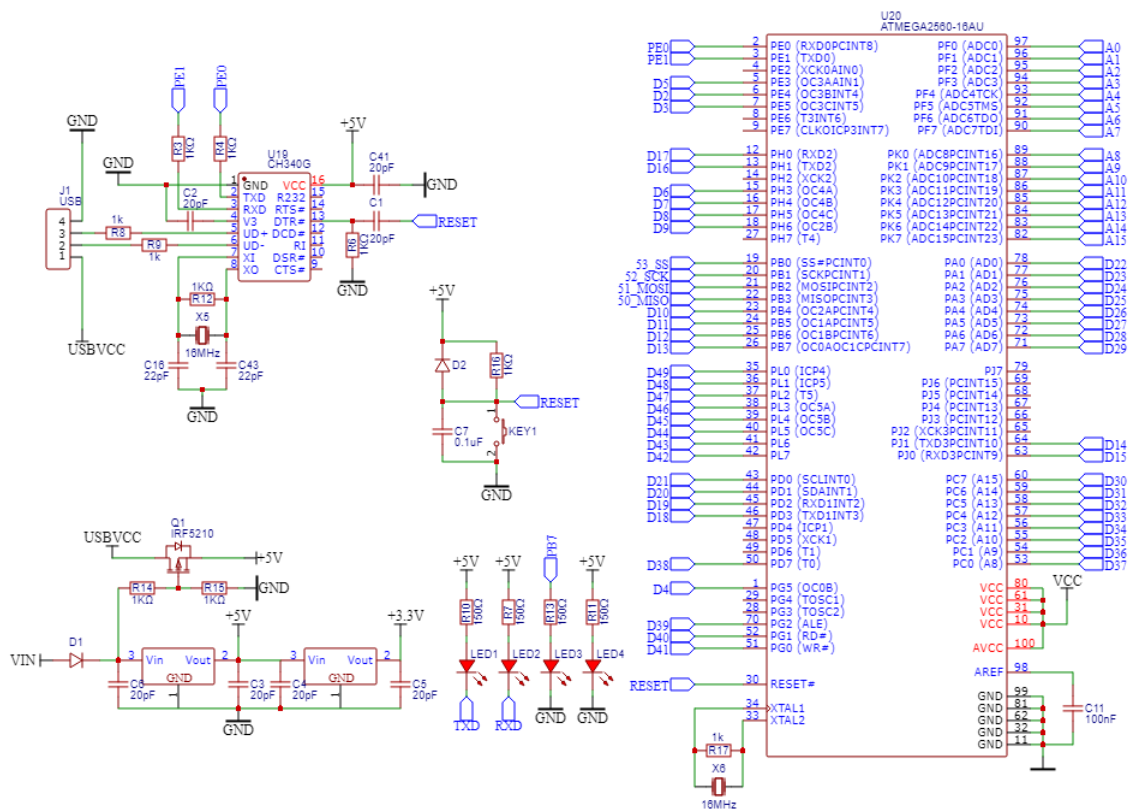


Рисунок 3.6 – Типова схема підключення мікроконтролера Atmega2560

Дивлячись на схему можна побачити, що виводи мікроконтролера PE0 та PE1 під'єднанні до мікросхеми SN340G від компанії WCH, яка відповідає за перетворення комп'ютерного інтерфейсу USB в послідовний інтерфейс UART - стандартний інтерфейс будь-якого сучасного мікроконтролера. Завдяки своїм характеристикам та низькій вартості мікросхема претендує на місце найпопулярнішого компонента з'явлення інтерфейсів USB/UART .

Так як робота по передачі даних між комп'ютером і мікроконтролером ведеться через інтерфейс UART, який є асинхронним, тому мікроконтролеру необхідно задати тактову частоту. Для вирішення даної задачі до виводів XTAL1 та XTAL2 підключено зовнішній кварцовий резонатор з робочою частотою 16МГц.

Згідно характеристикам вказаних виробником, робоча напруга плати складає 5 вольт. що свідчить про можливість її живлення від USB- пристроїв. Також слід зазначити, що плата оснащена стабілізаторами напруги на 5 вольт і 3.3 вольт, таким чином є можливість її живлення від різних джерел живлення напруга яких не перевищує 12 вольт. Індикатором подачі живлення на плату слугує світлодіод «POWER».

Піни плати Arduino призначені для підключення зовнішніх пристроїв і мають два режими роботи: вхід (INPUT) та вихід (OUTPUT). Плата має 54 цифрових входи, 15 з яких мають функцію ШІМ сигналу, різниця в тому, що ШІМ дозволяє керувати потужністю підключеного пристрою, в той час як піни без цієї функції можуть приймати лише значення HIGH або LOW. Логічна одиниця- 5В, нуль- 0В відповідно.

Аналогові піни A0-A15 призначені для підключення і зйому сигналів з аналогових пристроїв та є входами для аналогово-цифрового перетворювача (АЦП). Розрядність АЦП у всій лінійці мікроконтролерів складає -10 біт (1024 значення). Опорна напруга для АЦП підводиться з додаткового піна AREF. RESET призначений для перезавантаження пристрою при подачі низького сигналу на своєму вході, на платі є спеціальна кнопка для даної операції, або підключитися до відведеного піна.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		37

Підключення модуля AD8232.

Модуль ЕМГ AD8232 можна легко з'єднати з будь-яким мікроконтролером. Для отримання вихідного сигналу датчика потрібен один аналоговий та два цифрових входи для операцій, пов'язаних з управлінням. Напруга живлення складає 3,3 вольта.

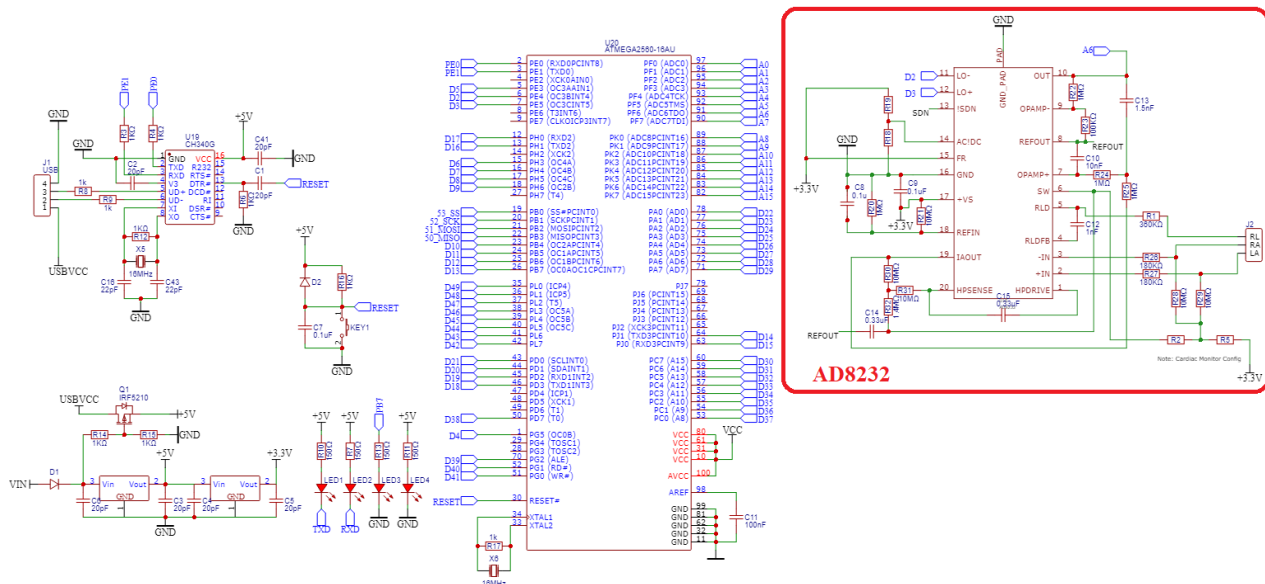


Рисунок 3.7 – Типова схема підключення модуля AD8232

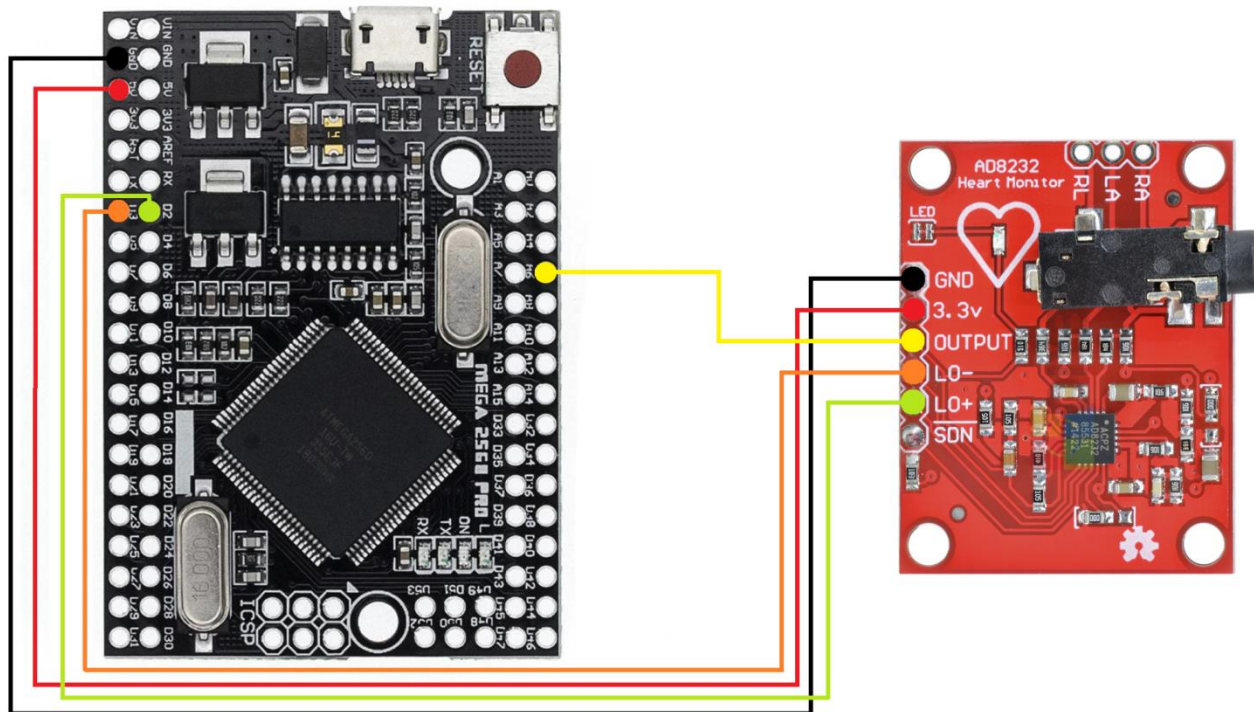


Рисунок 3.8 – Наглядна схема з'єднання модуля AD8232 з Arduino Mega 2560 PRO MINI

Вихід SDN не підключається в даній схемі оскільки режим низької потужності модуля AD8232 поки що не потрібен для наших задач.

Таблиця 3.1 - Призначення входів модуля

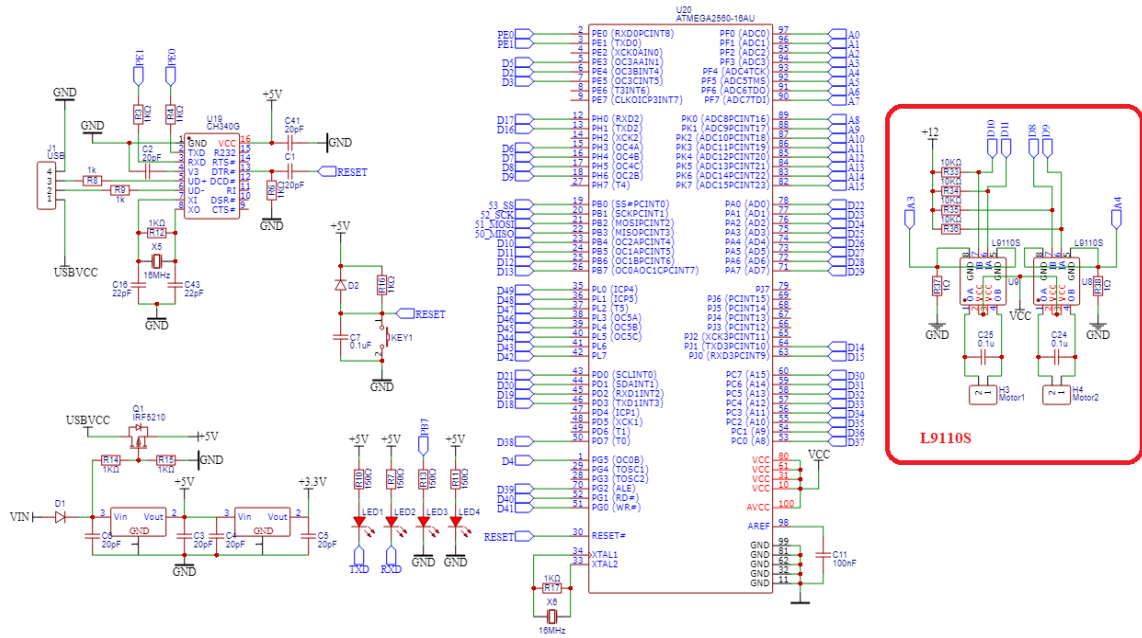
Позначення	Призначення
Output (ADC)	Вихід операційного підсилювача. На ньому присутній відфільтрований сигнал. Підключається до аналогового входу АЦП мікроконтролера.
LO-	Вихід компаратора. Виконує роль виявлення підключення електрода RA до поверхні тіла.
LO+	Вихід компаратора. Виконує роль виявлення підключення електрода LA до поверхні тіла.
SDN	Вхід управління вимкненням.
RA	Біомедичний електродний вхід RA.
LA	Біомедичний електродний вхід LA.
RL	Біомедичний спільний електродний вхід RL.
VCC	Живлення модуля 3.3 В .
GND	Загальний вивід.

Також на модулі є встановлений роз'єм 3,5-мм відповідних електродів через з'єднання TRS. Цей роз'єм був наданий як альтернативний для входів RA, LA, RL. До цього роз'єму можна підключити три електроди через спеціальний штекер, не використовуючи пайки провідників RA, LA та RL.

Світлодіодний індикатор на цій платі використовується для позначення активності і візуалізації сигналу який надходить на аналоговий вхід мікроконтролера.

Підключення драйвера двигуна L9110S.

Драйвера двигуна L9110S є простим за своєю конструкцією і працює з будь-яким мікроконтролером. Для керування необхідно два ШІМ виходи, які забезпечують можливість регулювання швидкості обертання двигуна. Напряга живлення в нашому випадку складає 12 вольт.



Таблиця 3.2 - Призначення входів модуля

Позначення	Призначення
В-1А В-1В	Входи для керування швидкості та направлення обертання першого двигуна.
А-1А А-1В	Входи для керування швидкості та направлення обертання другого двигуна.
СМ1 СМ2	Точки зйому показань струмі споживаного двигуном.
MOTOR В MOTOR А	Місця для підключення двигунів.
VCC	Живлення драйвера 5-12 В.
GND	Загальний вивід.

Схема драйвера двигунів була перероблена для можливості зйому показань струму споживаного двигунами під час їх роботи, це зроблено для визначення моменту їх перевантаження і відключення живлення. Така ситуація трапляється коли пальці досягли свого кінцевого положення або затиснули деякий об'єкт. Таким чином вирішуються відразу дві задачі, по позиціонуванню пальців в просторі.

Сама переробка схеми була призведена пошкодженням доріжок між входом GND і відповідним входом самої мікросхеми L9110, після чого вони були з'єднані через резистор номіналом 10м.

Слід зазначити, що показання струму споживаного двигуном отримані при даному методі складає 60 мілівольт при вільному ході пальця і 180 мілівольт при його повній зупинці. Даний рівень сигналу добре розпізнається АЦП обраного мікроконтролера і не потребує додаткового підсилення. Проблему скачку струму при початку обертання двигуна було вирішено програмно.

3.3 Розробка принципової схеми

Складемо принципову схему згідно створений раніше структурній схемі застосувавши типові схеми підключення обраних компонентів. Arduino Mega 2560 PRO MINI була обрана через велику кількість виходів, оскільки у інших платформ даної лінійки їх не вистачало, і малі розміри, що дозволяє помістити її у відсік для електронік в розробленомі корпусі протезу.

Схема живиться від Li-Po акумулятора номінальною напругою 11.1 вольт і ємністю 2600mAh, який повністю відповідає потребам електронної і програмної частини. Так як конструктивно передбачено, що перевантаження двигунів або їх надходження в кінечну точку буде фіксуватися методом виміру струму споживаного двигунами під час роботи, то недостатній рівень струму який може спричинити акумулятор з меншою струмодачею призведе до неможливості мікроконтролера коректно реагувати на подібні ситуації.

Оскільки великий палець має більш складні рухи ніж інші, то було прийнято рішення про використання двох двигунів для переміщення в двох осях відразу, один з них переміщає палець по одній осі на 90 градусів, ним став двигун N20 такий самий, що використаний і в усіх інших пальцях але з іншим типом штоку, а другий двигун відповідає за стиснення пальця, на його роль був обраний сервопривід MG90S. Для обох приводів також був встановлений контроль навантаження, як і на всіх інших.

На схемі можна бачити п'ять сенсорних кнопки TTP223 для ручного керування кожного пальця віддільно. Напруга живлення для них складає 5 вольт, підключаються вони до цифрових входів мікроконтролера.

Використано три драйвери двигунів L9110S з видозміненою схемою, так як в пристрої використано 5 двигунів N20 керування яких напряму від мікроконтролера неможливе. Керуючі входи драйверів підключені до виходів мікроконтролера з можливістю ШІМ генерації для поточного контролю швидкості і сили пальців.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		42

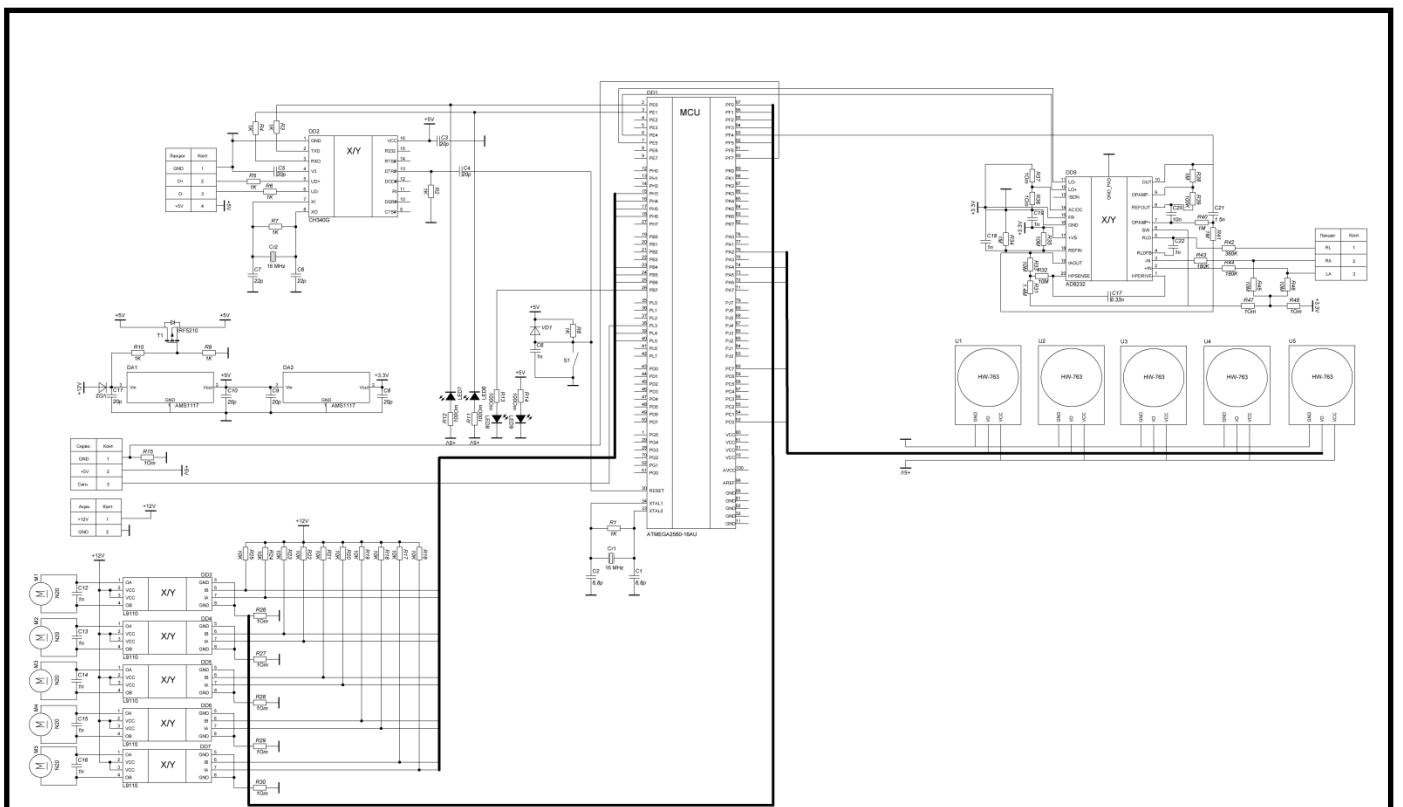


Рисунок 3.11 – Принципова схема біонічного протезу кисті руки

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРИСТРОЮ

4.1 Синтез основних програмних компонентів

Згідно розробленому алгоритму роботи пристрою синтезуємо складові блоки програмного забезпечення. Сама програма буде написана в Arduino IDE, так як його синтаксис базується на основі мови програмування C++, і має велику кількість готових бібліотек, що полегшує роботу з ним.

Для початку визначимо якими будуть наші функціональні блоки програми. Необхідно написати блок для керування кожного пальця своєю окремою сенсорною кнопкою, блок для керування відразу всіма пальцями за допомогою міодатчика і блок для виміру струму споживаного двигунами і їх зупинки при досягненні максимального значення.

Почнемо з блоку керування сенсорними кнопками. В даному блоці ми маємо працювати із зчитуванням значень кнопок і керуванням двигунів через драйвер L9110S. Також слід зазначити, так як одна і та ж кнопка буде використовуватись для приведення пальця в обидва напрямки, то необхідно програмно зробити так щоб одне натискання на кнопку було одним єдиним сигналом, а не їх послідовністю сформованою через циклічність виконання програми.

Скетч	Коментар
<code>boolean buttonWasUp = true;</code> <code>boolean enabled = false;</code>	Зазначимо так звані прапорці для сенсорної кнопки.
<code>#define FORWARD 7</code> <code>#define BACK 6</code>	Визначимо виходи мікроконтролера для керування двигуном.
<code>int move = 254;</code>	Зазначимо швидкість двигуна.
<code>void setup() {</code> <code> pinMode(FORWARD, OUTPUT);</code> <code> pinMode(BACK, OUTPUT);</code> <code>}</code>	Вкажемо в якому режимі повинні працювати виходи мікроконтролера.

<pre>void loop() { boolean buttonIsUp = digitalRead(28);</pre>	<p>Булева змінна приймає значення з кнопки.</p>
<pre>if (buttonWasUp && !buttonIsUp) { delay(10);</pre>	<p>Перевіряємо чи кнопка ще натиснута.</p>
<pre>buttonIsUp = digitalRead(28); if (!buttonIsUp) { enabled = !enabled;</pre>	<p>Якщо кнопка була натиснута то встановлюємо прапорець enabled в протилежне значення.</p>
<pre>if(enabled){ digitalWrite (FORWARD, move); digitalWrite (BACK, 0); delay(20); }</pre>	<p>Якщо enabled = true, то двигун крутиться вправо.</p>
<pre>else{ digitalWrite (FORWARD, 0); digitalWrite (BACK, move); delay(20); } } } buttonWasUp = buttonIsUp; }</pre>	<p>Інакше двигун крутитиметься вліво.</p>

Блок для керування відразу всіма пальцями за допомогою міодатчика. В даному блоці ми маємо працювати із міодатчиком AD8232 і керуванням двигунів через драйвер L9110S. Для простоти роботи використаємо частину коду із першого блоку, тобто на вході ми повинні отримати 0 або 1, що легко реалізувати, оскільки при стисненні руки в кулак сигнал з міодатчика опускається до нульового рівня. Тобто всі сигнали що більше чим 0 примуть значення 1.

Скетч	Коментар
<pre>int originalSignal; int clearBinSignal;</pre>	<p>Визначимо змінні в які будуть записані сигнали з міодатчика.</p>
<pre>boolean myo = true; boolean enabled = false;</pre>	<p>Зазначимо прапорці для міодатчика.</p>
<pre>#define FORWARD1 7 #define BACK1 6 #define FORWARD2 8 #define BACK2 9 #define FORWARD3 11 #define BACK3 10 #define FORWARD4 13 #define BACK4 12 #define FORWARD5 44 #define BACK5 45</pre>	<p>Визначимо виходи мікроконтролера для керування двигунами.</p>
<pre>int movef =254;</pre>	<p>Зазначимо швидкість двигуна.</p>
<pre>void setup() { pinMode(3,INPUT); pinMode(2,INPUT); pinMode(FORWARD1, OUTPUT); pinMode(BACK1, OUTPUT); pinMode(FORWARD2, OUTPUT); pinMode(BACK2, OUTPUT); pinMode(FORWARD3, OUTPUT); pinMode(BACK3, OUTPUT); pinMode(FORWARD4, OUTPUT); pinMode(BACK4, OUTPUT); pinMode(FORWARD5, OUTPUT); pinMode(BACK5, OUTPUT); }</pre>	<p>Вкажемо в якому режимі повинні працювати виходи мікроконтролера.</p>

<pre>void loop() { originalSignal=analogRead(A6);</pre>	<p>Приймаємо значення з аналогового входу.</p>
<pre>if(originalSignal==0){ clearBinSignal = 1; } else{ clearBinSignal = 0; }</pre>	<p>Перетворюємо аналоговий сигнал в бінарний.</p>
<pre>boolean myo1 = clearBinSignal;</pre>	<p>Булева змінна приймає значення з міодатчика.</p>
<pre>if (myo && !myo1) { delay(10);</pre>	<p>Перевіряємо чи м'язи напружені.</p>
<pre>myo1 = clearBinSignal; if (!myo1) { enabled = !enabled;</pre>	<p>Якщо м'язи були напружені то встановлюємо прапорець enabled в протилежне значення.</p>
<pre>if(enabled){ digitalWrite (FORWARD1, movef); digitalWrite (BACK1, 0); digitalWrite (FORWARD2, movef); digitalWrite (BACK2, 0); digitalWrite (FORWARD3, movef); digitalWrite (BACK3, 0); digitalWrite (FORWARD4, movef); digitalWrite (BACK4, 0); digitalWrite (FORWARD5, 10);</pre>	<p>Якщо enabled = true, то двигуни крутяться вправо.</p>

<pre> digitalWrite (BACK5, 0); delay(20); } </pre>	
<pre> else{ digitalWrite (FORWARD1, 0); digitalWrite (BACK1, movef); digitalWrite (FORWARD2, 0); digitalWrite (BACK2, movef); digitalWrite (FORWARD3, 0); digitalWrite (BACK3, movef); digitalWrite (FORWARD4, 0); digitalWrite (BACK4, movef); digitalWrite (FORWARD5, 0); digitalWrite (BACK5, 10); delay(20); } } } myo = myo1; } </pre>	<p>Інакше двигуни крутитимуться вліво.</p>

Блок зупинки при досягненні максимального значення струму споживаного двигунами. Експериментальним методом було визначено, що при повній зупинці двигуна мікроконтролер приймає значення більше ніж 110 одиниць.

Скетч	Коментар
<pre>#define FORWARD 7 #define BACK 6</pre>	Визначимо виходи мікроконтролера для керування двигуном.
<pre>int voltage;</pre>	Зазначимо змінну для виміру.
<pre>void setup() { pinMode(FORWARD, OUTPUT); pinMode(BACK, OUTPUT); }</pre>	Вкажемо в якому режимі повинні працювати виходи мікроконтролера.
<pre>void loop() { voltage=analogRead(A0);</pre>	Присвоюємо змінній voltage значення зняті з струмозйомного резистору.
<pre>if(voltage>110){ delay(10); digitalWrite (FORWARD, 0); digitalWrite (BACK, 0); } }</pre>	Якщо змінна voltage приймає значення більше ніж 110 одиниць то відключаємо двигун.

4.2 Програмна реалізація алгоритму роботи пристрою

Програмне забезпечення було написано згідно розробленим раніше блокам. Тому в подальшому поясненні принципів роботи немає потреби. Проте як можна побачити що для великого пальця під номером 5 є деякі зміни, по причині іншого передаточного числа на редукторі і наявності сервоприводу.

```
#include <Servo.h>
```

```
int originalSignal;
int clearBinSignal;
boolean myo = true;
boolean enabled = false;
boolean buttonWasUp1 = true;
boolean enabled1 = false;
boolean buttonWasUp2 = true;
boolean enabled2 = false;
```

```
boolean buttonWasUp3 = true;
boolean enabled3 = false;
boolean buttonWasUp4 = true;
boolean enabled4 = false;
boolean buttonWasUp5 = true;
boolean enabled5 = false;
boolean servoStart = false;
#define FORWARD1 7
#define BACK1 6
#define FORWARD2 8
```

```

#define BACK2 9
#define FORWARD3 11
#define BACK3 10
#define FORWARD4 13
#define BACK4 12
#define FORWARD5 44
#define BACK5 45
Servo servo;
int voltage1;
int voltage2;
int voltage3;
int voltage4;
int voltage5;
int voltage6;
int movef =254;
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(3,INPUT);
  pinMode(2,INPUT);
  servo.attach(46);
  pinMode(FORWARD1,
OUTPUT);
  pinMode(BACK1, OUTPUT);
  pinMode(FORWARD2,
OUTPUT);
  pinMode(BACK2, OUTPUT);
  pinMode(FORWARD3,
OUTPUT);
  pinMode(BACK3, OUTPUT);
  pinMode(FORWARD4,
OUTPUT);
  pinMode(BACK4, OUTPUT);
  pinMode(FORWARD5,
OUTPUT);
  pinMode(BACK5, OUTPUT);
}
void loop() {
  originalSignal=analogRead(A6);
  voltage1=analogRead(A0);
  voltage2=analogRead(A1);
  voltage3=analogRead(A3);
  voltage4=analogRead(A2);
  voltage5=analogRead(A7);
  voltage6=analogRead(A5);
  if(originalSignal==0){
    clearBinSignal = 1;
  }
  else{
    clearBinSignal = 0;
  }

  Serial.println(clearBinSignal);
  if(voltage1>110){
    delay(10);
    digitalWrite (FORWARD1,
0);
    digitalWrite (BACK1, 0);
  }
  if(voltage2>110){
    delay(10);
    digitalWrite (FORWARD2,
0);
    digitalWrite (BACK2, 0);
  }
  if(voltage3>110){
    delay(10);
    digitalWrite (FORWARD3,
0);
    digitalWrite (BACK3, 0);
  }
  if(voltage4>110){
    delay(10);
    digitalWrite (FORWARD4,
0);
    digitalWrite (BACK4, 0);
  }
  if(voltage5>35){
    digitalWrite (FORWARD5,
HIGH);
    digitalWrite (BACK5, HIGH);
    delay(30);
    digitalWrite (FORWARD5,
0);
    digitalWrite (BACK5, 0);
    servoStart = true;
  }
  boolean myo1 = clearBinSignal;
  if (myo && !myo1) {
    delay(10);
    myo1 = clearBinSignal;
  }
}

```

```

if (!myo1) {
    enabled = !enabled;
    if(enabled){
        servoStart = false;
        digitalWrite (FORWARD1,
movef);
        digitalWrite (BACK1, 0);
        digitalWrite (FORWARD2,
movef);
        digitalWrite (BACK2, 0);
        digitalWrite (FORWARD3,
movef);
        digitalWrite (BACK3, 0);
        digitalWrite (FORWARD4,
movef);
        digitalWrite (BACK4, 0);
        digitalWrite (FORWARD5,
10);
        digitalWrite (BACK5, 0);
        delay(20);
    }
    else{
        servoStart = false;
        digitalWrite (FORWARD1, 0);
        digitalWrite (BACK1, movef);
        digitalWrite (FORWARD2, 0);
        digitalWrite (BACK2, movef);
        digitalWrite (FORWARD3, 0);
        digitalWrite (BACK3, movef);
        digitalWrite (FORWARD4, 0);
        digitalWrite (BACK4, movef);
        digitalWrite (FORWARD5, 0);
        digitalWrite (BACK5, 10);
        delay(20);
    }
}
}
myo = myo1;
boolean buttonIsUp1 =
digitalRead(28);
if (buttonWasUp1 &&
!buttonIsUp1) {
    delay(10);
    buttonIsUp1 = digitalRead(28);
    if (!buttonIsUp1) {

```

```

        enabled1 = !enabled1;
        if(enabled1){
            digitalWrite (FORWARD1,
movef);
            digitalWrite (BACK1, 0);
            delay(20);
        }
        else{
            digitalWrite (FORWARD1, 0);
            digitalWrite (BACK1, movef);
            delay(20);
        }
    }
}
buttonWasUp1 = buttonIsUp1;
boolean buttonIsUp2 =
digitalRead(30);
if (buttonWasUp2 &&
!buttonIsUp2) {
    delay(10);
    buttonIsUp2 = digitalRead(28);
    if (!buttonIsUp2) {
        enabled2 = !enabled2;
        if(enabled2){
            digitalWrite (FORWARD2,
movef);
            digitalWrite (BACK2, 0);
            delay(50);
        }
        else{
            digitalWrite (FORWARD2, 0);
            digitalWrite (BACK2,
movef);
            delay(50);
        }
    }
}
buttonWasUp2 = buttonIsUp2;
boolean buttonIsUp3 =
digitalRead(26);
if (buttonWasUp3 &&
!buttonIsUp3) {
    delay(10);
    buttonIsUp3 = digitalRead(26);
    if (!buttonIsUp3) {

```

```

    enabled3 = !enabled3;
    if(enabled3){
        digitalWrite (FORWARD3,
movef);
        digitalWrite (BACK3, 0);
        delay(50);
    }
    else{
        digitalWrite (FORWARD3, 0);
        digitalWrite (BACK3,
movef);
        delay(50);
    }
}
buttonWasUp3 = buttonIsUp3;
boolean buttonIsUp4 =
digitalRead(24);
    if (buttonWasUp4 &&
!buttonIsUp4) {
        delay(10);
        buttonIsUp4 = digitalRead(24);
        if (!buttonIsUp4) {
            enabled4 = !enabled4;
            if(enabled4){
                digitalWrite (FORWARD4,
movef);
                digitalWrite (BACK4, 0);
                delay(100);
            }
            else{
                digitalWrite (FORWARD4, 0);
                digitalWrite (BACK4,
movef);
                delay(100);
            }
        }
    }
}

```

```

    }
    buttonWasUp4 = buttonIsUp4;
    boolean buttonIsUp5 =
digitalRead(52);
    if (buttonWasUp5 &&
!buttonIsUp5) {
        delay(10);
        buttonIsUp5 = digitalRead(52);
        if (!buttonIsUp5) {
            enabled5 = !enabled5;
            if(enabled5){
                servoStart = false;
                digitalWrite
(FORWARD5,10);
                digitalWrite (BACK5, 0);
                delay(20);
            }
            else{
                servoStart = false;
                digitalWrite (FORWARD5, 0);
                digitalWrite (BACK5, 10);
                delay(20);
            }
        }
    }
}
buttonWasUp5 = buttonIsUp5;
if(servoStart){
    servo.write(0);
    delay(200);
}
else {
    servo.write(170);
    delay(200);
}
}
}

```

4.3 Результати тестування пристрою



Рисунок 4.1 – Зображення готового прототипу

Результатом роботи став перший прототип електронного пристрою керування біонічним протезом кисті руки, що відповідає поставленій задачі проектування. Корпусні деталі були спроектовані за допомогою системи автоматизованого проектування Fusion 360, та надруковані на 3Д принтері з пластику, що дозволило значно зменшити вагу кінцевого виробу, яка склала 380 грам.

Щодо енергоефективності електронної системи то згідно вимірам проведеним під час роботи, споживаний струм в режимі спокою складає 36 міліампер, при роботі всіх двигунів струм становить 800 міліампер, а при наданні навантаження на двигуни здатний піднятися до 1.5 ампера. Даний результат дозволяє говорити про не велике споживання струму в усіх режимах, що свідчить про можливість довготривалого використання в автономному режимі, тобто від акумулятора.

Керування відбувається за допомогою сенсорних кнопок і міосенсора, який кріпиться на руку людини. У випадку з керуванням ручним, тобто за допомогою кнопок, є можливість керування кожним пальцем незалежно від інших. Дана функція дозволить користувачу генерувати будь які жести. Говорячи про міосенсор, такої можливості не надано і все, що можливо виконувати за його допомогою це керування відразу всіма пальцями.

Протез складається з 43 пластикових деталей 6 приводів і 10 електричних модулів, тобто всього маємо 69 деталей, що відповідає поставленій задачі в не більше 80 деталей. Після проведених тестувань на витривалість пальців, було визначено, що конструктивно пальці здатні витримати необхідні навантаження і навіть більше. Максимальні розміри для розробленого протезу руки з витягнутими пальцями складають, довжина 210 мм, ширина 160 мм і товщина 35 мм. Дані параметри і відповідний напрямок проектування дозволили приблизити протез до вигляду звичайної людської руки.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		54

ВИСНОВКИ

Основною задачею проектування була реалізація пристрою управління біонічним протезом руки, програмну частину якого можна змінювати під специфічні потреби користувача.

В процесі проектування було сформульовано основні вимоги до пристрою, розглянуто існуючі пропозиції на ринку, для виконання схожих задач та виокремлено шляхи їх покращення. Було розглянуто три популярних лінійки мікроконтролерів, але було обрано саме платформу Arduino, в ролі керуючої системи, через її поширеність і простоту в налаштуванні. Дана платформа впоралася з поставленими задачами.

Складено структурну та функціональну схеми, розглянуто і обрано елементну базу. Розглянуто типові схеми підключення компонентів і представлено їх представлення у вигляді зображень з розведеними провідниками. На основі раніше переліченого була створена принципіальна схема по якій і зібраний прототип пристрою. Програмне забезпечення базується на розробленій блок-схемі алгоритму і має мінімальний набір функцій, що дозволяє перевірити працездатність системи.

Щодо майбутнього даної розробки, то планується повне вдосконалення всіх складових пристрою. Механічні частини будуть укріплені і вироблені з композитних матеріалів, завдяки чому кінцева вага не зросте і не перевище зазначених вимог. Електроніка також зазнає змін, в першу чергу буде змінений мікроконтролер на більш потужніший, а можливо і зовсім керування буде передане одноплатному комп'ютеру по типу Raspberry Pi. Даний перехід дозволить використовувати більш точні прилади для зняття міосигналів. Програмне забезпечення буде допрацьовано під нові компоненти і функціонал.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		55

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Bebionic. [Electronic resource] Available at:
<https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>
2. Esper Bionics. [Electronic resource] Available at:
<https://esperbionics.com/>
3. Open Bionics. [Electronic resource] Available at:
<https://openbionics.com/>
4. Cornell University Unit Signature. (2005). Dual-Channel Mobile Surface Electromyography. [Electronic resource] Available at:
<https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2009/yz238/mobileemgwebsite/mobileemg.html>
5. Intan technologies. (2018). Biological Signals. [Electronic resource] Available at:
http://intantech.com/signals_RHD2000.html
6. Flickr. (2011). Ulnar Nerve Surface Electrodes ELECTROMYOGRAPHY DSC_0008.[Electronic resource] Available at:
<https://www.flickr.com/photos/29056374@N04/6102498133>
7. Researchgate. (2014). EMG placement. [Electronic resource] Available at:
https://www.researchgate.net/figure/EMG-placement-The-surface-EMG-setup-and-the-general-view-of-EMG-placement-on-a-subject_fig3_264833708
8. Electromyography. (2018). Roberto Marletti, Philip A. Parker.
9. The SmartHand transradial prosthesis. (2011). Christian Cipriani, Marco Controzzi, Maria Chiara Carrozza. [Electronic resource] Available at:
<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-29>
10. Документація на Arduino mega 2560 [Electronic resource] Available at:
<https://docs.arduino.cc/hardware/mega-2560>
11. Мікроконтролери AVR від Atmel. [Electronic resource] URL:
<https://www.microchip.com/en-us/products/microcontrollers-and-microprocessors/8-bit-mcus/avr-mcus>

12. Мікроконтролери STM від STMicroelectronics. [Electronic resource] URL:
<https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
13. Мікроконтролери PIC від Microchip. [Electronic resource] URL:
<https://www.promelec.ru/news/2672/>
14. The Myo Armband. [Electronic resource] URL:
<https://futurenow.com.ua/ru/kontroler-zhestamy-myo-armband-harakterystyky-obzory-prymeneniye/>
15. MyoWare Muscle Sensor. [Electronic resource] URL:
<https://www.sparkfun.com/products/13723>
16. SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232. [Electronic resource] URL:
<https://www.sparkfun.com/products/12650>
17. Шкиря Ю.О., Знаменщиков Я.В., Колесник М.М. / Електронна система керування біонічним протезом кисті руки // Фізика, електроніка, електротехніка (ФЕЕ: 2021). Матеріали та програма міжнародної науково-технічної конференції студентів та молодих вчених (Суми, 19–23 квітня 2021 року), Суми, Сумський державний університет 2021, С.127