

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

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до кваліфікаційної роботи бакалавра на тему:

«Електронна система керування біонічним протезом кисті руки»

Завідувач кафедри:

Опанасюк А.С.

Керівник

кваліфікаційної роботи:

Опанасюк А.С.

Консультант

з техніко-економічної частини:

Маценко О.М.

Виконав студент

гр. ЕС.м-11:

Шкиря Ю.О.

Суми 2022 р.

Сумський державний університет
Факультет ЕлІТ
Кафедра електроніки і комп'ютерної техніки
Напрямок підготовки: 8.171 “Електронні системи та компоненти”

ЗАТВЕРДЖЕНО:

Зав. кафедри Опанасюк А.С.

«__» _____ 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на кваліфікаційну роботу бакалавра
студенту Шкирі Юрію

1. Тема проекту «Електронна система керування біонічним протезом кисті руки»

затверджено наказом по кафедрі від «__» _____ 2022 р. №

2. Термін здачі студентом закінченого проекту: 23.12.2022

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 механічної складової;

- 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	10.10 - 24.10.2022	
2	Аналіз виявленої літератури	24.10 - 02.11.2022	
3	Постановка задачі проектування	02.11 - 06.11.2022	
4	Розробка алгоритму роботи пристрою. Створення структурної блок-схеми.	06.11 - 10.11.2022	
5	Побудова функціональної схеми пристрою	10.11 - 16.11.2022	
6	Вибір елементної бази	16.11 - 21.11.2022	
7	Розрахунки та синтез основних електричних вузлів. Побудова схеми електричної принципової	21.11 - 28.11.2022	
8	Проектування механічної складової системи	28.11 – 05.12.2022	
9	Розробка програмного забезпечення	05.12 - 07.12.2022	
10	Структуризація всього матеріалу та оформлення кваліфікаційної роботи	07.12 - 13.12.2022	

Керівник кваліфікаційної роботи:

Опанасюк А.С.

Виконавець кваліфікаційної роботи бакалавра:

Шкиря Ю.О.

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота магістра містить 98 - сторінки тексту, 38 - рисунків, 17 - таблиць, 37 – літературних 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, ESP8266, MG90S, AD8232.

Мета роботи - розробити електронну систему управління біоелектричним протезом кисті руки.

У процесі дослідження проведено:

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

В першому розділі розглянуті існуючі рішення, проведено аналіз доступних компонентів для реалізації проекту та здійснена постановка 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, тут наведена розроблена програма та результати проведеного її тестування на створеному прототипі.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД	9
1.1 Визначення поняття протез	9
1.2 Історична довідка	9
1.2.1 Свідчення про перші протези	9
1.2.2 Стан сучасного протезування	11
1.2.3 Роботизоване протезування верхніх кінцівок	12
1.3 Огляд існуючих рішень	13
1.4 Огляд доступної компонентної бази	22
1.4.1 Мікроконтроллер	22
1.4.2 Сенсор міосигналів	29
1.4.2 Електропривід	32
1.5 Патентний пошук	37
1.5.1 Механічна складова	37
1.5.2 Міосенсор	41
1.6 Постановка задачі проектування	44
2 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ, СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ КИСТІ РУКИ	46
2.1 Розробка алгоритму функціонування пристрою	46
2.2 Розробка структурної схеми пристрою	48
2.3 Розробка функціональної схеми пристрою	49
3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ	51
3.1 Вибір елементної бази	51
3.1.1 Вибір мікроконтролера	51
3.1.2 Вибір сенсору ЕМГ	54
3.1.3 Вибір приводів пальців	56
3.1.2 Вибір додаткових компонентів системи	57
3.2 Розрахунки та синтез основних електричних вузлів	64
3.2.1 Підключення мікроконтролера	64

3.2.2 Підключення модуля AD8232	65
3.2.3 Підключення сервоприводів MG90S	67
3.2.4 Контролер заряду/розряду Li-Po акумулятора TP4065	69
3.3 Розробка принципової схеми	70
4 РОЗРОБКА МЕХАНІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ ПРИСТРОЮ	73
3.3 Загальний опис конструктиву	73
5 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРИСТРОЮ	77
4.1 Синтез основних програмних компонентів	77
4.2 Програмна реалізація алгоритму роботи пристрою	83
4.2.1 Програма керування біонічного протезу кисті руки	84
4.2.2 Програмне забезпечення Wi-Fi міосенсору	87
4.3 Результати тестування пристрою	88
6 ТЕХНІЧНО- ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	90
6.1 Розрахунок економічного ефекту проектованої ситеми	90
6.1.1 Розрахунок повної собівартості розроблюваної системи	90
6.1.2 Визначення ціни приладу	95
ВИСНОВКИ	97
СПИСОК НАУКОВИХ ПУБЛІКАЦІЙ АВТОРА	98
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	100

ВСТУП

Користь якісного протезування важко переоцінити в наші часи, адже потреба в біонічних протезах стала як ніколи великою. В інформаційному полі час від часу з'являються новини про встановлення новітніх протезів людям з ампутацією кінцівок, але цього однаково недостатньо. Такі випадки є одиничними і не здатні суттєво вплинути на загальну картину. Тисячі людей потребують протезування, але все, що їм залишається, то це чекати на свою чергу, і очікування може тривати роками. Оскільки просунуті протези рук часто мають надто високу ціну, щоб охопити значну частину споживчої бази людей з ампутуваними кінцівками, часто лише найбагатші люди з ампутуваними кінцівками можуть дозволити собі електричні протези. Більшість обмежуються косметичними або механічними протезами, які не можуть конкурувати з електро-біонічними в зручності використання та кількості хватів. Дана робота пропонує вирішення описаної проблеми.

Головною завадою для масового встановлення біонічних протезів є їх непідйомна ціна та малосерійність виробництва. Тому розробка відносно дешевої та простої у виробництві електронної системи біонічного протезу кисті руки це не просто пріоритетний напрямок робототехніки, а необхідність яку диктує нам час. Таким чином, виокремлення головних аспектів функціоналу протезів, представлених на ринку, та їх реалізація але з використанням доступних та дешевих засобів розробки, була покладена в основу даної магістерської роботи.

Завдяки стрімкому поширенню та суспільній зацікавленості до новітніх засобів розробки і проектування, таких як 3D принтери, програмно-апаратні платформи типу Arduino і її наступників та сервісів по створенню друкованих плат, можна говорити, що процес виробництва пристрою можливо перенести від підприємства до самих користувачів, які мають доступ до описаних технологій. Тому простота конструкції, відкритість техпроцесів та легкість в складанні є важливою умовою при проектуванні компонентів системи.

					ЕлІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		7

Враховуючи всі особливості експлуатації системи, а також орієнтуючись на низьку собівартість та доступність, було розроблено електронну систему керування біонічним протезом кисті руки.

В процесі роботи було розроблено принципову електричну схему, механічну частину і програмне забезпечення прототипу протезу руки. В основі системи керування протезом було обрано ESP8266, яка зарекомендувала себе як універсальна Wi-Fi мікроконтролерна платформа з великою кількістю різноманітних модулів, датчиків та іншої периферії. Головним чином висока ціна промислових зразків обумовлена собівартістю датчика м'язових скорочень, до того ж сенсори великої точності та з функцією диференціювання сигналів не є загально доступними і потребують попереднього замовлення у виробника. В свою чергу обраний міосенсор AD8232, має низьку ціну і є загальнодоступним для купівлі, однак має обмежений функціонал і важко реалізує здатність розрізняти сигнали кожного м'яза, що потребує розробки власного алгоритму для виокремлення щонайменше двох чітких сигналів для керування зтисканням/розтисканням пальців.

Очікується, що дана система стане відправною точкою для лінійки біонічних протезів, які будуть модифікуватися та збільшуватимуть свій функціонал при незначній зміні у вартості їх створення. Подібний сценарій надасть людям з ампутацією кінцівок в найкоротші терміни отримати якісне протезування і з часом без значних грошових витрат оновлювати протез на більш досконалу його модель.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		8

1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

1.1 Визначення поняття протезу

У медицині протез (множина: протез; від давньогрецького «πρόσθεσις» prosthesis) — це штучний пристрій, який замінює відсутню частину тіла, яка може бути втрачена через травму, хворобу або вроджені захворювання. Реабілітація людей з ампутованими протезами в основному координується протезистом і міждисциплінарною командою медичних працівників, включаючи психіатрів, хірургів, фізіотерапевтів і ерготерапевтів [1], і крім цього, що стосується цієї магістерської роботи, інженерами, розробниками програм і програмного забезпечення та представниками галузі біомедицини.

Кінцівка може бути ампутована або відсутня через захворювання кровоносної системи (наприклад, атеросклероз або пошкодження судин внаслідок діабету), рак, травму (наприклад, під час аварії автомобіля або під час бою) або вроджену ваду. В Україні менше ніж 0,7% людей мають ампутацію кінцівок [2]. Однак, зважаючи на ситуацію в країні, у найближчі роки цей відсоток може зрости.

Якщо частина тіла відсутня, часто рекомендують замінити її штучним пристроєм. Протез, як мінімум, повинен дозволяти користувачеві виконувати повсякденні дії (прийом їжі та одягання) самостійно та комфортно, а також мати доступність і персоналізацію. Проте протез також може дозволити користувачеві функціонувати так само добре або майже так само добре, як і власна кінцівка до ампутації [3].

1.2 Історична довідка

1.2.1 Свідчення про перші протези

Про протезування є згадки протягом всієї історії людства. Найдавніша згадка зберіглася про королеву-войовницю Вішпалу в Рігведі. Однак схоже що

					ЕлІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		9

саме єгиптяни були першими піонерами цієї ідеї, Також були знайдені римські бронзові коронки на зубах, але їх використання могло бути більше естетичним, ніж медичним.

Відомим і досить вишуканим історичним протезом руки був протез руки Гьотца фон Берліхінгена, виготовлений на початку 16 століття. Проте перше підтвержене використання протезів датується 950-710 рр. до нашої ери. У 2000 році дослідники виявили мумію цього періоду, поховану в єгипетському некрополі поблизу стародавніх Фів, яка мала штучний великий палець на нозі. Знайдений носок, що складається з дерева та шкіри, демонструє явні докази його прямого використання. Коли інженери-біомеханіки відтворили його в 2011 році, було виявлено, що цей стародавній протез дає можливість ходити як босоніж, так і в єгипетських сандаліях. До цього найпершим знайденим протезом була штучна нога з Капуї.

Приблизно в той же час Франсуа де ла Нуе, як повідомляється в літописах, мав залізну руку, як і Рене-Робер Кавальє де ла Саль у 17 столітті. Протягом середньовіччя протези залишалися досить простими за формою. Понівіченим лицарям надягали протези, щоб вони могли підняти щит, втримати спис чи меч або збити з коня верхового воїна (рис. 1.1). Лише заможні люди могли дозволити собі будь-що, що могло б допомогти їм в повсякденному житті. В епоху Відродження протези вироблялися з використанням заліза, сталі, міді та дерева. Функціональне протезування почало з'являтися лише в 15 столітті [4].



Рисунок 1.1 - Штучна залізна рука, яка датується 1560–1600 роками

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		10

1.2.2 Стан сучасного протезування

Практика протезування верхніх кінцівок значно відрізняється від протезування нижніх кінцівок. Адже існує багато параметрів які змінюються в залежності від особливостей користувача, тому потрібно проводити велику кількість налаштувань для вирішення проблем, що робиться шляхом великої кількості спроб і помилок. Подібний протез зображений на рис. 1.2.\



Рисунок 1.2- Механічний протез верхньої кінцівки

Пацієнти, які незадоволені ергономічністю або доступним функціоналом свого протеза, ймовірно, не будуть його носити і будуть використовувати вцілілу кінцівку. Однак великий відсоток пацієнтів отримує травми здорової руки від надмірного навантаження. І, звичайно, є багато речей, для яких корисно мати обидві руки.

Людам із двосторонніми ампутаціями, які покладаються виключно на свої протези рук, буде особливо корисно працювати з практиками із великим досвідом. Цілком можливо також, що такі спеціалісти краще знайомі зі страховими компаніями, та вміють працювати з ними щодо отримання дозволу на покриття витрат на протези верхніх кінцівок. Крім того, використання

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		11

міосенсорів надзвичайно складне й унікальне направлення в біоінженерії яке стрімко розвивається і з кожним роком з'являються нові технології та методики виготовлення протезів, які потрібно засвоювати спеціалістам цієї галузі.

Існують спеціальні комп'ютерні програми, електроди, мікропроцесори та дроти, які необхідно правильно підключати, програмувати та обслуговувати. Багато практикуючих лікарів, які не знайомі з цією технологією, можуть не захотіти спробувати її і скоріше будуть використовувати те, що вони знають, — стандартний гачок, що приводиться в рух тілом, — навіть якщо це може бути не найкращим вибором для конкретного пацієнта. Пацієнтам звичайно важко зрозуміти, до кого звернутися за протезуванням верхніх кінцівок. У галузі існують професійні організації для практикуючих лікарів, які цікавляться цією сферою, але ця інформація не є легкодоступною для потенційних пацієнтів.

1.2.3 Роботизоване протезування верхніх кінцівок

Удосконалення процесорів, що використовуються в міоелектричних руках, дозволило розробникам досягти успіхів у точному налаштуванні керування протезом. The Boston Digital Arm — це нещодавно розроблений протез, який використовує переваги цих більш досконалих процесорів. Рука дозволяє рухатися по п'яти осях, крім цього є можливість програмувати руку для більш персоналізованого відчуття [5].

Рука i-Limb, винайдена в Единбурзі, Шотландія, Девідом Гоу, стала першим комерційно доступним протезом руки з п'ятьма окремими хватами. Рука також має великий палець, який можна обертати вручну, яким користувач керує пасивно, це дозволяє тримати руку в режимах точного, потужного та ключового захоплення [6].

Ще одним нейронним протезом є розроблений в Лабораторії прикладної фізики Університету Джонса Гопкінса Proto 1. Окрім Proto 1, університет також закінчив у 2010 році розробку протезу Proto 2. На початку 2013 року Максу Ортісу Каталану і Рікарду Бранемарку з Технологічного університету Чалмерса

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		12

та університетської лікарні Сальгренська в Швеції вдалося створити першу роботизовану руку, яка керується розумом і може бути постійно прикріплена до тіла (за допомогою остеointegraції) [7] [8] [9].

Особливість, яка є дуже корисною, є обертання руки, що є звичайним у випадку односторонніх ампутованих кінцівок. Ця процедура включає введення невеликого постійного магніту в дистальний кінець залишкової кістки суб'єктів з ампутацією верхньої кінцівки. Коли суб'єкт повертає здорову руку, магніт обертається разом із залишковою кісткою, спричиняючи зміну розподілу магнітного поля [10].

Останнім часом для керування штучними кінцівками почали використовуватися сигнали електроенцефалограми, яка виявляє електричну активність мозку за допомогою невеликих плоских металевих дисків, прикріплених до шкіри голови, по суті декодуючи активність людського мозку. Це дуже важливо, оскільки такий підхід забезпечує більш активний вплив на роботизовану кінцівку, даючи такий точний контроль над протезом, наче він є власною кінцівкою людини [11].

1.3 Огляд існуючих рішень

I-Limb Quantum

I-LIMB Hand — це торгова марка першої в світі комерційно доступної біонічної руки, винайденої Девідом Гоу та його командою в Центрі біоінженерії Лікарні принцеси Маргарет Роуз в Единбурзі. Управління жестами дозволяє змінити захоплення, переміщуючи I-Limb Quantum в одному з чотирьох напрямів, великий палець має електропривід який дозволяє в автоматичному режимі змінювати тип хвату [12].

I-Limb Quantum (рис. 1.3) контролюється за допомогою міоелектричних сигналів, які використовують м'язові сигнали в залишковій частині руки пацієнта для управління рухами протезу. Електроди розміщують у двох заздалегідь визначених місцях м'язів. Потім ці сигнали надсилаються до

					ЕлІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		13



Рисунок 1.3 - Зображення лінійки протезів I-Limb Quantum

мікропроцесора, який змушує пристрій реагувати. I-Limb Quantum має до чотирьох різних тригерів м'язів. Основні характеристики цього протезу наведені у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 - Основні характеристики протезу I-Limb Quantum

Характеристика	Значення
Виробник	Шотландія
Матеріали	Алюміній, нейлон, пластик
Маса	612 г.
Спосіб керування	Сенсор м'язових скорочень, мобільний додаток
Час автономної роботи	До 12 годин
Клас захисту від впливів 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	70000 \$

Переваги протезу:

- Розвинута система керування;
- Висока швидкість руху пальців;
- Велика сила захоплення;
- Міцні 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;
- Мала поширеність;
- Водонезахищеність;
- Велика вага.

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. Її вигляд наведено на рис. 1.4.

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 [13]. Основні характеристики протезу Bebionic 2.0 наведені у таблиці 1.2.

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		15



Рисунок 1.4 - Зображення протезу bebionic 2.0 в двох розмірах

Таблиця 1.2 - 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 впливів 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 (рис. 1.5).

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 протезу 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, легку заміну модулів і блоків на більш досконалі, у міру їх появи.

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		17



Рисунок 1.5 - Зображення протезу Esper Hand

Зараз в Esper Bionics йде робота над встановленням вдосконаленої версії протеза для бета-тестувань [14]. Основні характеристики протезу Esper Hand представлені у таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 - Основні характеристики протезу Esper Hand

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 впливів 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 використання 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 з економічної точки зору біонічна рука, вона більше ніж удвічі дешевша найближчого конкурента. Кожний протез виготовлений на замовлення і вперше доступний для ампутованих верхніх кінцівок у віці дев'яти років.

Hero Arm (рис. 1.6) постачається з 3-ма або 4-ма двигунами, залежно від найбільш підходящого розміру вашої руки. Ключові відмінності версії з трьома двигунами - зменшений розмір та кількість сухожиль, вказівний і середній пальці тут завжди рухатимуться разом. У версії з чотирма двигунами є 2 сухожилля як на вказівному, так і на середньому пальцях, що дозволяє їм рухатися самостійно.

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		19



Рисунок 1.6- Зображення протезу Open Bionics Hero Arm

Протез оснащений високопродуктивними двигунами, вдосконаленим програмним забезпеченням та довговічними акумуляторами, має невелику вагу а також модульну систему корпусних деталей що дозволяє користувачу вибрати який вигляд буде мати його протез [15]. Основні характеристики протезу Open Bionics Hero Arm представлені у таблиці 1.4.

Таблиця 1.4 - 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 впливів 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 використання 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;

1.4 Огляд доступної компонентної бази

При розробці біонічного протезу слід звернути особливу увагу на вибір комплектуючих з яких буде збиратися електронна частина. Основними параметрами при їх виборі є надійність, доступність, низьке енергоспоживання, висока швидкодія і завадостійкість. До того ж слід слідувати ідеї доступності та дешевизні кінцевого виробу, тому обирати потрібно з найбільш поширених та загально використовуваних компонентів, саме серед них буде обрано найбільш підходячі елементи протезу що створюється.

Незайвим буде звернути увагу на доступність всієї необхідної документації на кожний використаний компонент, для вирішення конструкторських задач в ході прототипування.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		21

1.4.1 Мікроконтролер

Ринок мікроконтролерів має велике різноманнітя у виборі, завдяки цьому можна знайти оптимальний контролер з відповідними параметрами для системи. Головними критеріями при виборі є поширеність та простота в протипуванні, а також енергоефективність, швидкодія, достатня кількість входів/виходів. Вагомим доповненням може стати наявність вбудованого інтерфейсу безпроводного зв'язку, адже у іншому випадку система матиме в своєму складі два пристроя з'днання яких дротами буде незручним у подальшому використанні.

ESP від Espressif Systems

Сімейство мікроконтролерів ESP можна ефективно використовувати в IoT-проектах різної складності. Espressif Systems (Shanghai) Pte., Ltd. – це китайська компанія, яка розпочала свою діяльність у 2008 році з дуже невеликої групи інженерів. Сімейство представлене двома контролерами ESP8266 та ESP32, які відрізняються швидкодією та кількістю входів/виходів [16].

ESP8266

ESP8266 — це недорогий мікрочіп Wi-Fi із вбудованим мережевим програмним забезпеченням TCP/IP і всіма можливостями мікроконтролера. ESP8266 (рис. 1.7) забезпечує високу швидкість обробки даних. Обсяг пам'яті цього модуля також великий, що дозволяє інтегрувати його з іншими пристроями, такими як датчики. Мікроконтролер має декілька режимів енергозбереження, що часто використовується в Інтернеті речей [17].

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		22



Рисунок 1.7- Зображення мікроконтролера ESP8266

Основні характеристики мікроконтролера:

- Процесор: 32-розрядне ядро мікропроцесора RISC L106 на основі Tensilica Diamond Standard 106Micro, з частотою роботи 80 або 160 МГц;
- Пам'ять:
- Оперативна пам'ять для інструкцій 32 КіВ;
- Оперативна пам'ять 32 КіВ кеш інструкцій;
- 80 КіВ ОЗУ для даних користувача;
- 16 КіВ ETS системних даних RAM;
- Зовнішня флеш-пам'ять QSPI: підтримується до 16 МБ;
- IEEE 802.11 b/g/n Wi-Fi;
- Інтегрований перемикач TR, LNA, підсилювач потужності та відповідна мережа;
- Аутентифікація WEP або WPA/WPA2 або відкриті мережі;
- 17 контактів GPIO;
- Шина послідовного периферійного інтерфейсу (SPI) ;
- I²C (програмна реалізація) ;
- Інтерфейс I²S з DMA (спільне використання контактів з GPIO) ;

- UART на виділених контактах, а також UART лише для передачі можна ввімкнути на GPIO2;
- 10-розрядний АЦП (АЦП послідовного наближення).

ESP32

Попередник ESP8266 мікроконтролер ESP32, має вбудований процесор. Однак через багатозадачність, пов'язану з оновленням стеку Wi-Fi, більшість програм використовують окремий мікроконтролер для обробки даних, підключення датчиків і цифрового введення-виведення. В свою чергу ESP32 (рис.1.8) позбувся даного недоліка, оскільки має 32-розрядний мікропроцесор Xtensa® Dual-Core LX6, який працює з 600 DMIPS. ESP32 працюватиме на комутаційних платах і модулях з частотою від 160 МГц до 240 МГц [18].



Рисунок 1.8- Зображення мікроконтролера ESP32

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		24

Основні характеристики пристрою [19]:

- Процесори:
- ЦП: двоядерний (або одноядерний) 32-розрядний мікропроцесор LX6 Xtensa, що працює на частоті 160 або 240 МГц і працює зі швидкістю до 600 DMIPS;
- Співпроцесор наднизького енергоспоживання (ULP).
- Пам'ять: 320 KiB RAM, 448 KiB ROM;
- Бездротове підключення:
- Wi-Fi: 802.11 b/g/n;
- Bluetooth: v4.2 BR/EDR і BLE (спільне радіо з Wi-Fi) ;
- Пробудження через переривання GPIO, таймер, вимірювання АЦП, переривання ємнісного датчика дотику.

AVR від Atmel

AVR (рис. 1.9) — це сімейство мікроконтролерів, розроблених починаючи з 1996 року компанією Atmel, яка придбана Microchip Technology у 2016 році. Це модифіковані 8-розрядні RISC-мікроконтролери з гарвардською архітектурою. AVR був одним із перших сімейств мікроконтролерів, які використовували вбудовану флеш-пам'ять для зберігання програм на відміну від одноразово програмованого ПЗУ, EPROM або EEPROM, які використовували інші мікроконтролери того часу [20].

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 безкоштовне середовище розробки Atmel Studio. А сторонні виробники з кожним роком випускають все

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		25

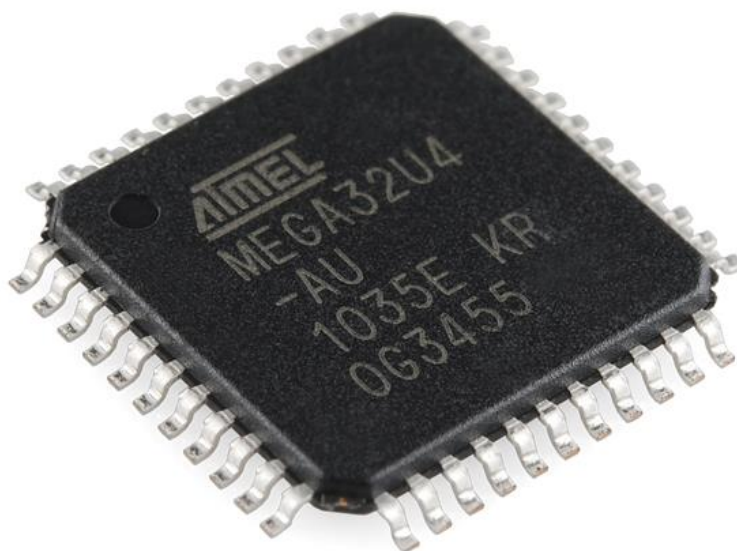


Рисунок 1.9 - Зображення мікроконтролера сімейства AVR

більше компіляторів, програматоров, асемблерів, відладчиків, роз'ємів і адаптерів для цього середовища.

Основні характеристики сімейства мікроконтролерів AVR від Atmel наведені в таблицях 1.5-1.7.

Таблиця 1.5 - Основні характеристики tinyAVR (ATtinyxxx)

Розмір Flash	Частота [МГц]	Кількість входів/виходів	SRAM	EEPROM	Рік випуску
0.5–32 Кб	1.6–20	6–32	64–3072 байт	64–256 байт	2016

Таблиця 1.6 - Основні характеристики megaAVR (ATmegaxxx)

Розмір Flash	Частота [МГц]	Кількість входів/виходів	SRAM	EEPROM	Рік випуску
4–256 Кб	1.6–20	28–100	256–16384 байт	256–4096 байт	2016

Таблиця 1.7 - Основні характеристики XMEGA AVR (ATxmegaххх)

Розмір Flash	Частота [МГц]	Кількість входів/виходів	SRAM	EEPROM	Рік випуску
16–256 КБ	32	44–100	1–32 байт	512–2048 байт	2021

STM від STMicroelectronics

Сімейство 32-розрядних мікроконтролерів STM32 на основі процесора Arm® Cortex®-M розроблено, щоб надати користувачам нові ступені свободи. Фірма пропонує продукти, що поєднують дуже високу продуктивність, можливості роботи в режимі реального часу, цифрову обробку сигналів, роботу з низьким енергоспоживанням, зберігаючи при цьому повну інтеграцію та легкість розробки [21].

Великий діапазон мікроконтролерів STM32, заснованих на ядрі промислового стандарту, поставляється з широким вибором інструментів і програмного забезпечення для підтримки розробки проектів, що робить це сімейство продуктів ідеальним як для невеликих проектів, так і для наскрізних платформ. 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.п.

В сімейство STM32 (рис. 1.10) входять три основних лінійки контролерів, основні характеристики яких наведені нижче в таблицях 1.8-1.10 [22]:



Рисунок 1.10 - Зображення мікроконтролера сімейства STM32

Таблиця 1.8 - Основні характеристики Access (F101xx)

Розмір Flash	Частота [МГц]	Кількість входів/виходів	SRAM	EEPROM	Рік випуску
32–128 Кб	36	26–51	6–16 Кб	-	2007

Таблиця 1.9 - Основні характеристики Performance (F103xx)

Розмір Flash	Частота [МГц]	Кількість входів/виходів	SRAM	EEPROM	Рік випуску
256–512 Кб	72	36–144	16–64 Кб	-	2007

Таблиця 1.10 - Основні характеристики Discovery (F4xx)

Розмір Flash	Частота [МГц]	Кількість входів/виходів	SRAM	EEPROM	Рік випуску
1 Мб	84 - 180	36–144	144–192Кб	-	2011

1.4.2 Сенсори міосигналів

The Myo Armband

Myo Armband (рис. 1.11) – це легка еластична пов'язка, що складаються з 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 [23] .



Рисунок 1.11 - Зображення браслета The Myo Armband

Вказаний 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 їм використано процесор ARM Cortex M4. Для налаштування та синхронізації контролера жестами достатньо через USB-ключ підключитися до комп'ютера та вказати базові налаштування. Після налаштування можна також безпосередньо підключити через Bluetooth інші пристрої.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		29

Хоч сам форм фактор еластичного браслета є досить зручним у повсякденному використанні але все одно котролер жестів Myo Armband має деякі незручності у використанні, справа в тому, що він обмежений лише кількома жестами. Для кращого розпізнавання жестів розробнику довелося зробити деякі рухи достатньо незручними, щоб виділити чіткий сигнал. Проте цим проблема не була повністю вирішена адже точність розпізнавання залишилася на рівні 80-85%.

Myo Ware Muscle Sensor

Цей м'язовий датчик від Advancer Technologies вимірює м'язову активність, відстежуючи електричний потенціал, що створюється м'язовими клітинами. Датчик підсилює та обробляє складну електричну активність м'яза та перетворює її на простий аналоговий сигнал, який легко зчитується будь-яким мікроконтролером з аналого-цифровим перетворювачем, таким як A-Star або Arduino. Коли цільова група м'язів напружується, вихідна напруга датчика збільшується. Точне співвідношення між вихідною напругою та активністю м'язів можна точно налаштувати за допомогою вбудованого потенціометра.

Myo Ware Muscle Sensor (рис. 1.12) є оновленою версією старішого Muscle Sensor v3 від Advancer Technologies із низкою вдосконалень, зокрема, з одним джерелом живлення, тобто він не потребує другого джерела напруги, і має вбудовані фіксуючі роз'єми для електродів. Інші нові функції включають прямий вихід ЕМГ для роботи з оригінальним сигналом, який не пройшов фільтрації, захист від зворотного живлення, вимикач живлення та світлодіодні індикатори.

Щоб прикріпити датчик до шкіри, йому потрібні три електроди які замикаються в роз'єми датчика, що дозволяє легко приєднувати та від'єднувати електроди. Два роз'єми розташовані безпосередньо на друкованій платі, а третій – на кінці кабелю електрода порівняння [24].

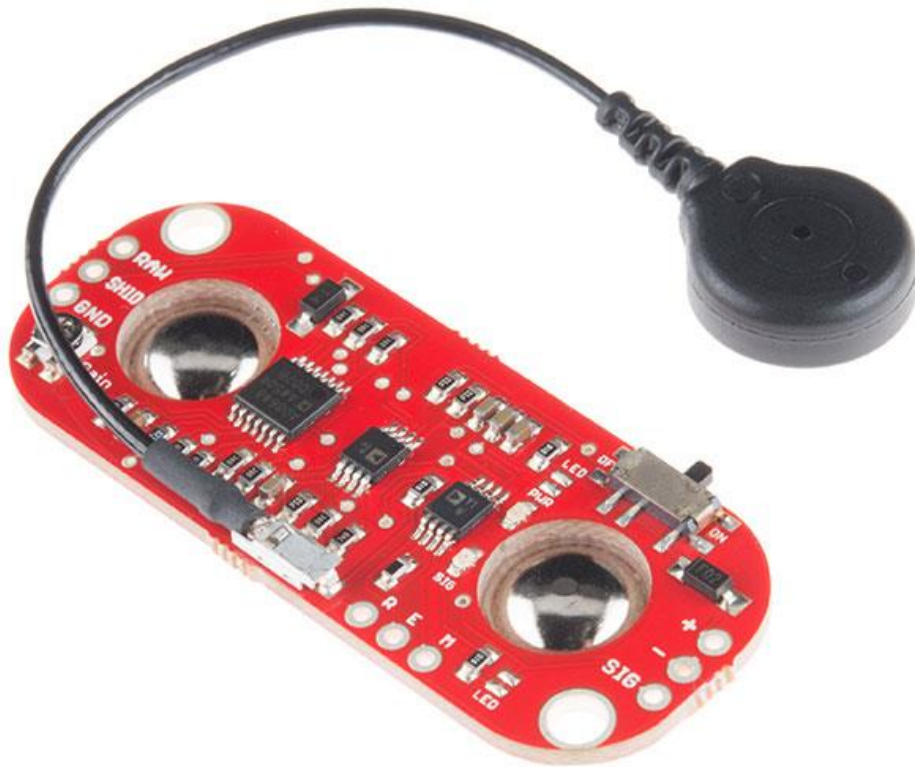


Рисунок 1.12 - Зображення сенсора Myo Ware Muscle Sensor

AD8232

Датчик ЕКГ AD8232 — комерційна плата, яка використовується для відслідковування електричного руху людського серця. Ця дія може бути представлена діаграмою, подібної до електрокардіограми, а результатом цього є аналогове зчитування. Електрокардіограми можуть бути дуже шумними, тому для зменшення шуму можна використовувати чіп AD8232. Принцип роботи датчика ЕКГ схожий на операційний підсилювач, який допомагає просто отримати чіткий сигнал із інтервалами.

Датчик AD8232 (рис. 1.13) використовується для формування сигналу в ЕКГ, а також для інших вимірювань біопотенціалу. Основне призначення цього чіпа полягає в тому, щоб підсилювати, вилучати, а також фільтрувати сигнали біопотенціалу, які є невеликими в шумних умовах, наприклад, пов'язаних з заміною електрода на відстані, а також рухом людини [25] .

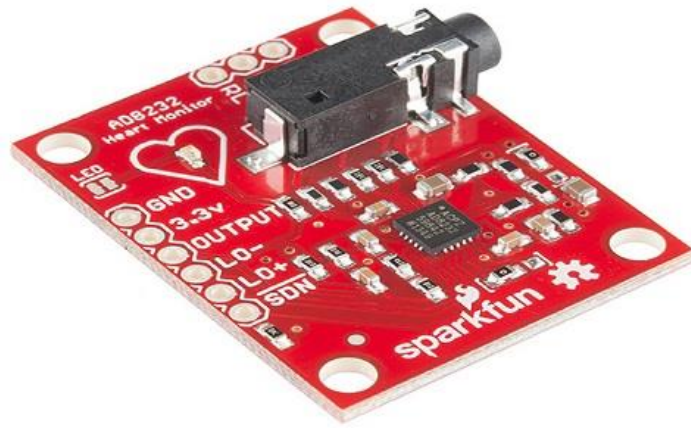


Рисунок 1.13 - Зображення сенсора AD8232

1.4.3 Електропривід

Сервопривід

Сервопривід (рис. 1.14) - це електродвигун з блоком управління, який за рахунок зворотного зв'язку може точно підтримувати задане положення валу або постійну швидкість обертання. Сервоприводи використовуються, щоб з великою точністю приводити в рух механізми. Даний привід зарекомендував себе як універсальне рішення в робототехніці, завдяки різноманіттю в розмірах та потужностях [26].



Рисунок 1.14 - Зображення сервоприводів різних форм-факторів

Основними характеристиками сервоприводу є:

Крутний момент

Крутний момент є добутком сили на довжину важеля. Іншими словами, він показує, наскільки важкий вантаж сервопривід здатний утримати в спокої на важелі заданої довжини. Сили які діють при роботі сервоприводу показані на рис 1.15.

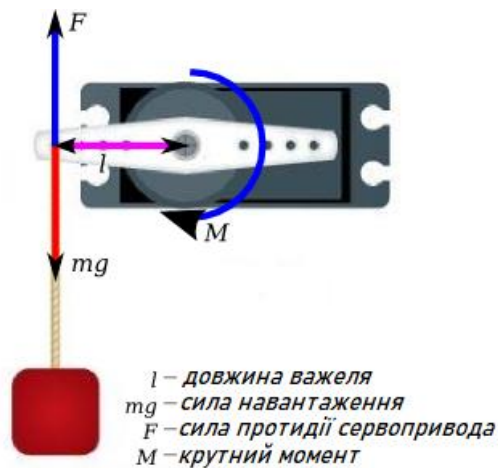


Рисунок 1.15 – Сили які діють при роботі сервоприводу

Наприклад, якщо крутний момент дорівнює 5 кг см, це означає, що сервопривід утримає в горизонтальному положенні важіль довжиною 1 см з підвішеним вантажем 5 кг на вільному кінці. Або, що рівносильно, він може утримати важіль завдовжки 5 см із підвішеним вантажем 1 кг.

Швидкість повороту

Швидкість сервоприводу виражається через час, протягом якого вихідний вал встигне повернутися на 60° . Характеристика $0,1\text{с}/60^\circ$ означає, що сервопривід повертається на 60° за 0,1 с. З неї можна обчислити швидкість в обертах за хвилину, але так склалося, що для сервоприводів найчастіше використовують саме інтервал часу повороту на 60° .

Форм-фактор

Сервоприводи (таблиця 1.10) різняться за розмірами. І хоча офіційної класифікації немає, виробники давно дотримуються кількох розмірів із загальноприйнятим розташуванням кріпильних елементів.

Таблиця 1.10 - Основні форм-фактори сервоприводів

Форм-фактор	Вага	Розміри
Мікро	9–25 г	22×15×25 мм
Стандартний	40-80 г	40×20×37 мм
Великий	50-90 г	49×25×40 мм

Внутрішній інтерфейс

Сервоприводи бувають аналогові та цифрові. Зовні вони нічим не відрізняються: електромотори, редуктори, потенціометри у них однакові. Головна відмінність між аналоговими та цифровими сервоприводами полягає у способі обробки керуючого сигналу та сигналу зворотного зв'язку (рис. 1.16). В іншому їх будова та принципи роботи збігаються.

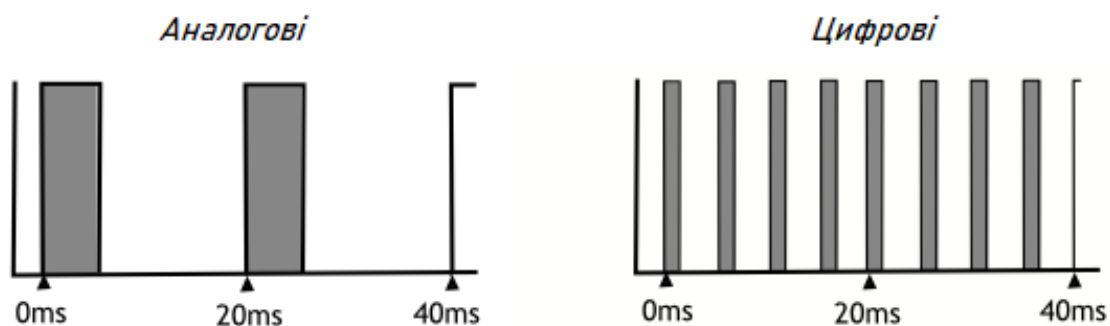


Рисунок 1.16 – Спосіб керування аналоговими та цифровими сервоприводами

В аналоговому сервоприводі вхідні дані аналізуються логічною мікросхемою: порівнюється поточне та необхідне положення двигуна, і на підставі різниці дається команда змінити положення. Час реакції становить близько 20 мс, оскільки імпульс подається із частотою 50 Гц. Отриманий сигнал визначає коли і в який бік обертати двигун.

У цифровому сервоприводі дані аналізуються мікроконтролером. Це технічне рішення дозволяє збільшити частоту сигналів до 200 Гц і вище. Кожен імпульс коротший за довжиною, але завдяки великій кількості сигналів, двигун стає більш спритним: швидше реагує на зовнішні дії і розвиває необхідний крутний момент, а мертві зони стають набагато коротшими.

Матеріали шестерень редуктора

Шестерні редуктора можуть бути пластикові або металеві. Пластикові шестерні редуктора виготовляються з силікону або нейлону, вони не схильні до зносу, мають малу вагу та низьку ціну. Металеві шестерні редуктора важчі і дорожчі, але здатні працювати там, де передбачаються високі навантаження, недосяжні для пластику. Тому потужніші двигуни зазвичай оснащуються саме металевим редуктором.

Лінійний привід (Актуатор)

Лінійний привід (рис. 1.17), система лінійного приводу або лінійний синхронний привід - це пристрій, що виконує поступальний рух вперед або назад. Має велику точність переміщення, високу потужність як при виконанні дії, так і у випадку утримання положення. Конструктивно він представлений двигуном, найчастіше колекторним, кругові обертання ротора якого, через механізм, що складається з шестерен та різьбового вала, перетворюються в лінійний рух [27].

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		35



Рисунок 1.17– Актуатор в розрізі

Для керування за допомогою мікроконтролера необхідно застосувати драйвер керування колекторного двигуна. У більшості випадків промислові зразки актуаторів мають мінімальну напругу живлення 12 вольт, що приводить до необхідності використання акумуляторної батареї відповідної напруги. Даний факт приводить до додаткових витрат при створенні інших вузлів.

Особливості конструкції не дозволяють створити актуатор достатньо малих розмірів для створення компактних конструкції таких як протез руки, адже при використанні даного приводу місця для електроніки в самому пристрої не залишається.

В процесі перегляду доступних актуаторів, було знайдено найближчий до необхідних нам за параметрами привід. Ним став RS-L8 (рис. 1.18), один з найменших з доступних актуаторів. Він має малу напругу живлення, проте велике електроспоживання та малу швидкість шпинделя [28].

Специфікація RS-L8:

- Напруга: 6 В постійного струму;
- Струм: 1,6 А;
- Максимум. зусилля: 128N макс. 13 кг;
- Швидкість: 7 мм/с;
- Хід: 10 мм-100 мм;
- Довжина установки: 155 мм;
- Довжина у відкритому стані: 255 мм;
- Клас захисту: IP54;



Рисунок 1.18– Актуатор RS-L8

1.5 Патентний пошук

1.5.1 Механічна складова

При побудові протезу (рис. 1.19) автори [29] перейняли все найкраще у відомих конструкцій серед основних вимог до пристрою: стильний дизайн, функціональність, мінімум не функціональних елементів, виконання всіх функцій здорового органа

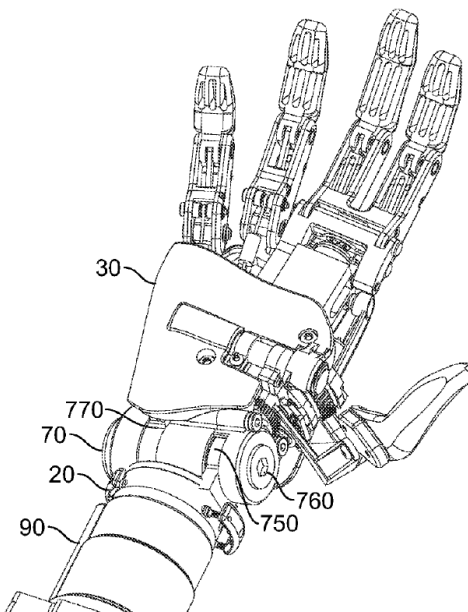


Рисунок 1.19 - Зображення сенсора біонічного протезу

Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Запропонований протез має повну механічну свободу в хватах оскільки має окремі двигуни на кожен палець але хвати які будуть доступні при керуванні за допомогою міодатчика обмежуються наступними випадками (рис. 1.20):

- абсолютно розслаблена долоня;
- рівна долоня;
- зажимний хват великим пальцем;
- повний хват всіма пальцями одразу.

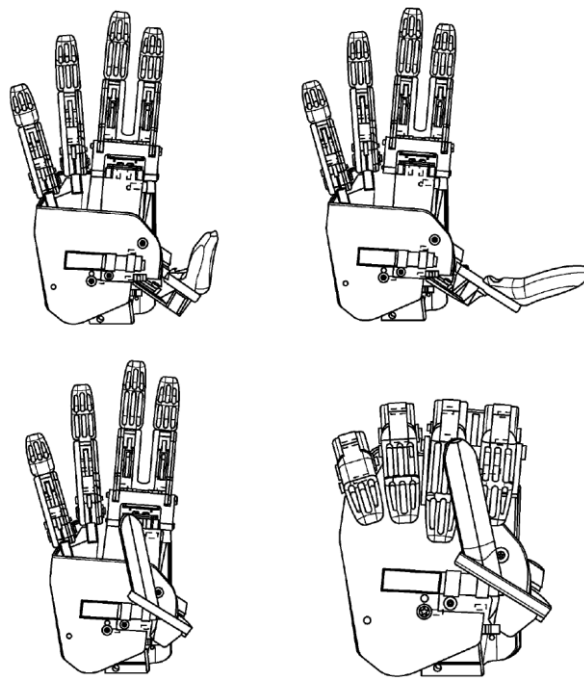


Рисунок 1.20 - Зображення сенсора біонічного протезу

В патенті [30] запропонований адитивний метод виготовлення протеза кисті руки. Спосіб пропонує прошаровування сформованих вуглеволокнистих корпусних деталей епоксидною смолою та використання інтегрованих еластичних елементів у вигляді гнучких з'єднань і поверхонь зчеплення зі змінною жорсткістю. Дану методику можна застосувати при створенні м'яких силіконових поверхонь на поверхні пальця для кращого захоплення об'єктів. Рисунок 1.21 зображує проведення кожного етапу виготовлення композитного пальця з використанням 3D-друкованих форм.

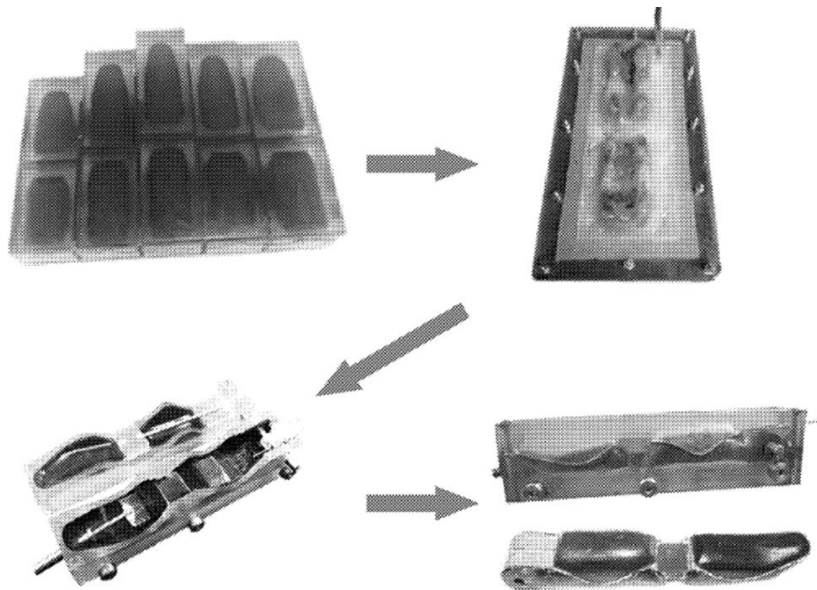


Рисунок 1.21 – Процес формування композитного пальця

Також важливим є проведення дослідження міцності матеріалів при адитивному способі виготовлення деталей. В таблиці 1.11 вказані співвідношення жорсткості та ваги для кожного зразка. Для порівняння різних матеріалів було виміряно вагу та густину кожного зразка; також було розраховано навантаження під час випробування. Потім для кожного зразка визначали відношення жорсткості до ваги, щоб оцінити оптимальний матеріал. Відношення напруження до деформації для кожного зразка також наведено в таблиці 1.11.

На основі отриманих даних було створено графіки міцності кожного матеріалу. Графік зображений на рисунку 1.22 показує деформаційну міцність кожного з матеріалів.

Графік зображений на рисунку 1.23 показує відношення міцності до ваги для тих самих зразків.

Таблиця 1.11 - Таблиця жорсткості матеріалів

Матеріал	Вага	Густина (г/см ³)	Навантаження (МПа)	Максимальна сила (ГПа см ³ /Г)	Максимальна жорсткість (ГПа см ³ /Г)
ABS пластик з заповненням 30%	17,5	0,71	26,3	0,037	2,03
ABS пластик з заповненням 100%	23,3	0,95	43,5	0,046	2,08
Епоксидна смола	9,3	0,39	6,3	0,016	1,33
Карбон просочений епоксидною смолою	11,3	0,46	56,4	0,123	16,51

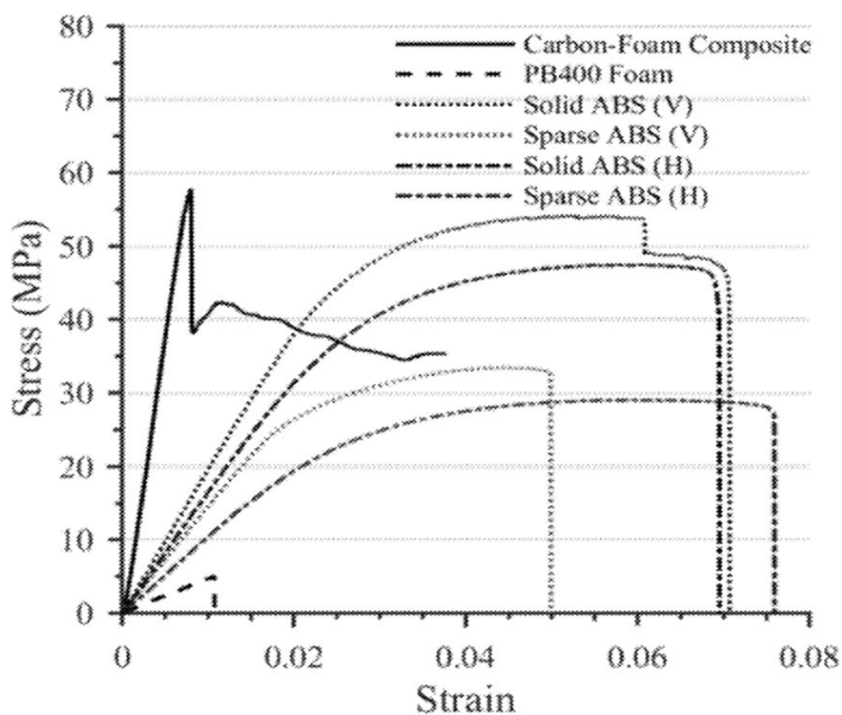


Рисунок 1.22 – Графік деформаційної міцності матеріалів

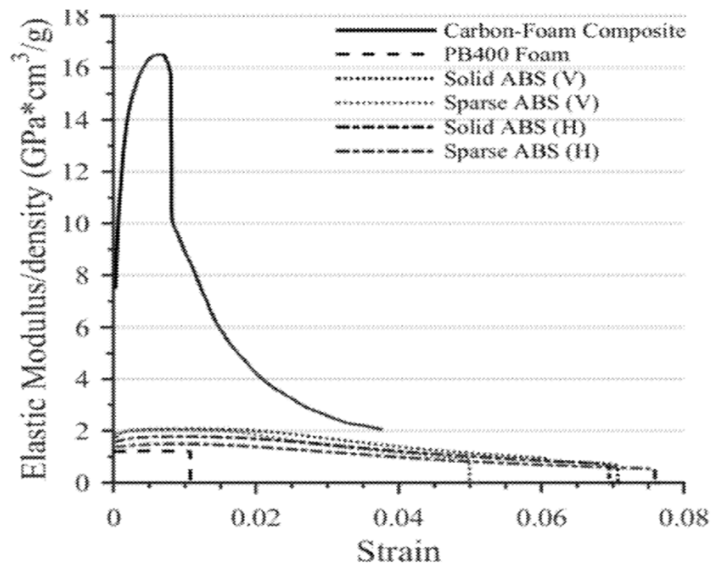


Рисунок 1.23 – Графік відношення міцності до ваги

Видно, що епоксидна смола, має найнижчу середню вагу 9,25 г, але також має найнижче відношення жорсткості до ваги. Зразок з вуглецевого волокна з епоксидною смолою, має наступну найнижчу середню вагу в 11,3 г, а також достатньо гарне відношення жорсткості до ваги. ABS пластик є одним з найміцніших та має гарну стійкість до навколишнього середовища. З досліджень видно, що зразок надрукований з 100% заповненням має більшу міцність ніж з 30%, але різниця в показаннях достатньо невелика, тож при друці потрібно мати на увазі, що мало навантажені деталі потрібно робити з малим заповненням для зменшення загальної ваги виробу.

1.5.2 Міосенсор

Цікавим є рішення надтонкого носимого сенсорного пристрою схожого на медичний пластр, який містить інтегральну мікросхему датчика з можливістю бездротової передачі даних до центральної керуючої системи протезу. Придатний для носіння сенсорний пристрій (рис.1.24) включає в себе один або більше датчиків, підключених до сенсорної наліпки, яка відслідковує м'язову активність пацієнта [31].

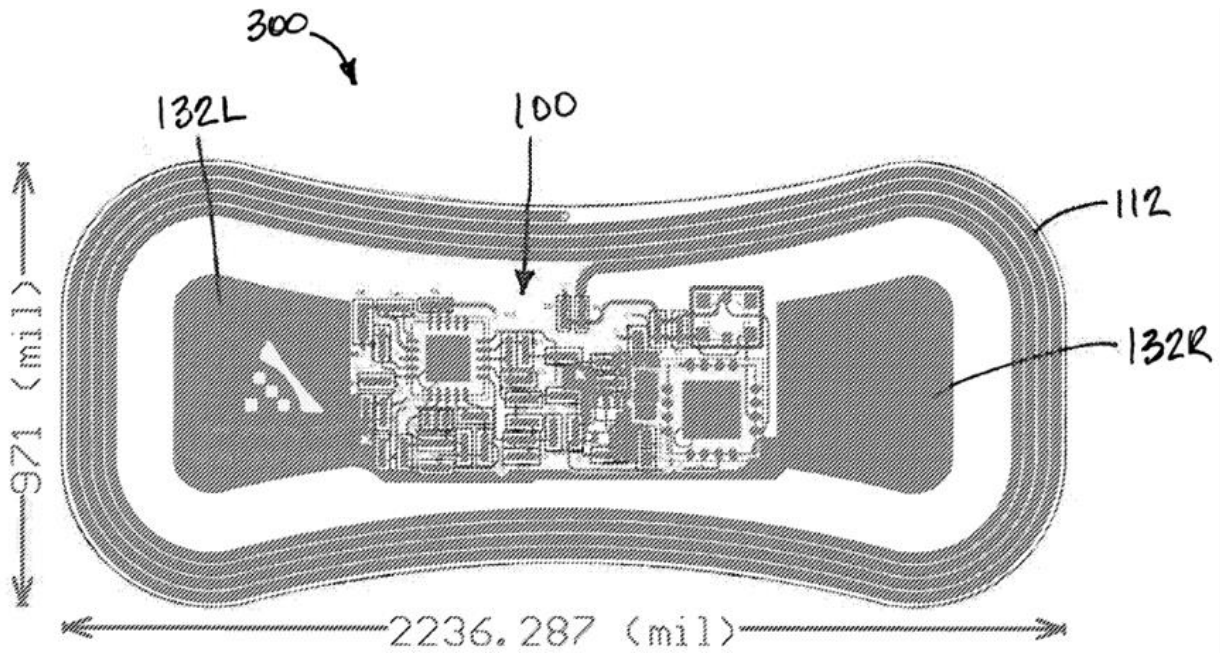


Рисунок 1.24 – Схематичне зображення пристрою

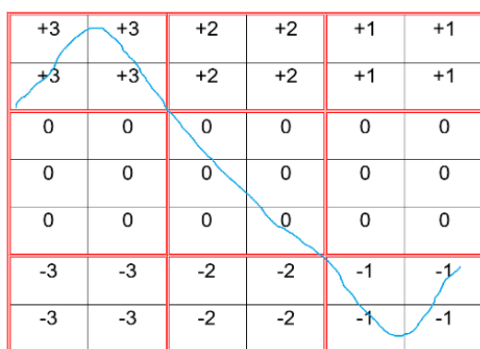
Схема датчика може бути виготовлена на гнучкій друкованій платі, яка утворює собою електроди. Верхня частина плати може бути покрита діелектричним шаром, таким як гнучкий водонепроникний шар (наприклад, поліетилен, поліпропілен, поліамід, поліуретан, силікон та інший гнучкий полімерний матеріали товщиною від 1 мкм до 300 мкм). Нижня частина плати може бути покрита клейовим шаром, наприклад кремнієвим клеєм, здатним проводити струм, що дозволяє прикріпити пристрій до шкіри користувача. Струмopровідний клейовий шар дозволяє електродам безпосередньо контактувати зі шкірою, для отримання максимально точних даних про м'язову активність. Алгоритм розпізнавання м'язових сигналів повинен мати велику точність розпізнавання та малий час обробки.

Наступний патент пропонує достатньо швидкий спосіб розпізнавання сигналів з використанням міосенсора AD8232. Кожен м'язовий рух у тілі викликаний електричними сигналами, і має свою характерну форму. Ці електричні сигнали вимірюються в мВ і дуже чутливі до шумових факторів, таких як електричні пристрої розташовані поблизу, різні рухи, тощо. Такі сигнали називають міографами. У даному патенті пропонується новий метод

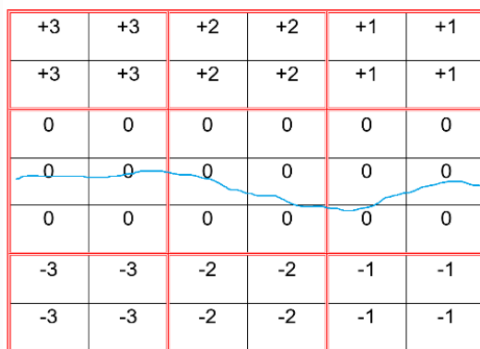
відстеження руху очей з використанням Arduino Nano разом з AD8232, тобто датчиком ЕКГ.

Існує кілька способів визначення характеру сигналу, його інтенсивності та форми, але багато з них вимагають значних обчислювальних ресурсів, що суперечить поставленому завданню проектування, а саме створення дешевого у виробництві протезу.

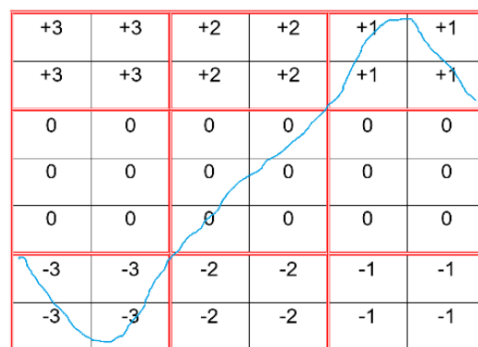
Щоб зробити цей процес менш складним, використовується метод згортки. Матриці розроблені таким чином, що вони повертатимуть додатні, нульові або від'ємні значення. Цей метод менш витратний як за часом, так і за апаратними ресурсами. На рисунку 1.25 показана форма хвилі та матриця згортки для визначення природи сигналу [32].



Значення згортки = +5



Значення згортки = 0



Значення згортки = -6

Рисунок 1.25 – Методика визначення природи сигналу згорткою

З результатів, отриманих за допомогою матриць згортки, визначається характер сигналу. Отже даний метод дає можливість отримати 3 унікальні сигнали які можна використати для відповідних їм рухів протезу.

1.6 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 таким чином - довжина 220 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 8 Н.

Швидкість відкривання / закривання пальця:

Установлено мінімальний час, що використовується пальцем при відкриванні та закриванні руки 0,5 секунди.

Витривалість пальців:

Кожен палець повинен витримати зусилля щонайменше 63 Н, що становить несуче навантаження 6,3 кг. Великий палець повинен витримати силу, щонайменше, 45 Н, що відповідає несучому навантаженню 4,5 кг.

Технологічні деталі:

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

Економічність:

Рука повинна бути максимально економічно вигідною, при цьому відповідати іншим переліченим вимогам.

Подібність:

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

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		44

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 зупинки в крайніх положеннях.

Енергоефективність:

Вся електроніка протезу, в режимі простою, повинна споживати не більше ніж 20 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 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		45

2 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ, СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ КИСТІ РУКИ

2.1 Розробка алгоритму функціонування пристрою

Основним функціоналом системи є фіксація показань сенсора м'язової активності або отримання команд з мобільного додатку, після чого подальша реакція на них, у вигляді згинання механічних пальців. Для зручності використання, система складається з двох пристроїв які спілкуються один з одним за допомогою мережі Wi-Fi.

Система утворена самим протезом кисті руки, а також портативним датчиком міосигналів який встановлюється на вцілілу частину кінцівки. Обробка сигналів та визначення їх характеру буде проводитися з боку міосенсору оскільки передача поточної інформації у великих об'ємах значно збільшить енергоспоживання системи та зменшить її завадостійкість.

Ще одним методом керування стане додаток до телефону в якому можна керувати рухами та формувати жести. Додаток також буде спілкуватися з протезом через Wi-Fi з'єднання.

Згідно раніше описаним функціям та властивостям системи була складена блок-схема алгоритму роботи пристрою.

При включенні пристрою пальці протезу переміщуються в положення відкритої долоні. Потім система переходить в режим очікування команд. В свою чергу Wi-Fi міосенсор фіксує м'язову активність і при виявленні зрушень в потенціалі на електродах визначає методом згортки значення сигналу, всього може бути 3 унікальних сигналів. Як тільки природа сигналу була визначена, його значення надсилається до протезу який реагує відповідно до команди. Блок-схема алгоритму роботи системи наведена на рисунку 2.1

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		46

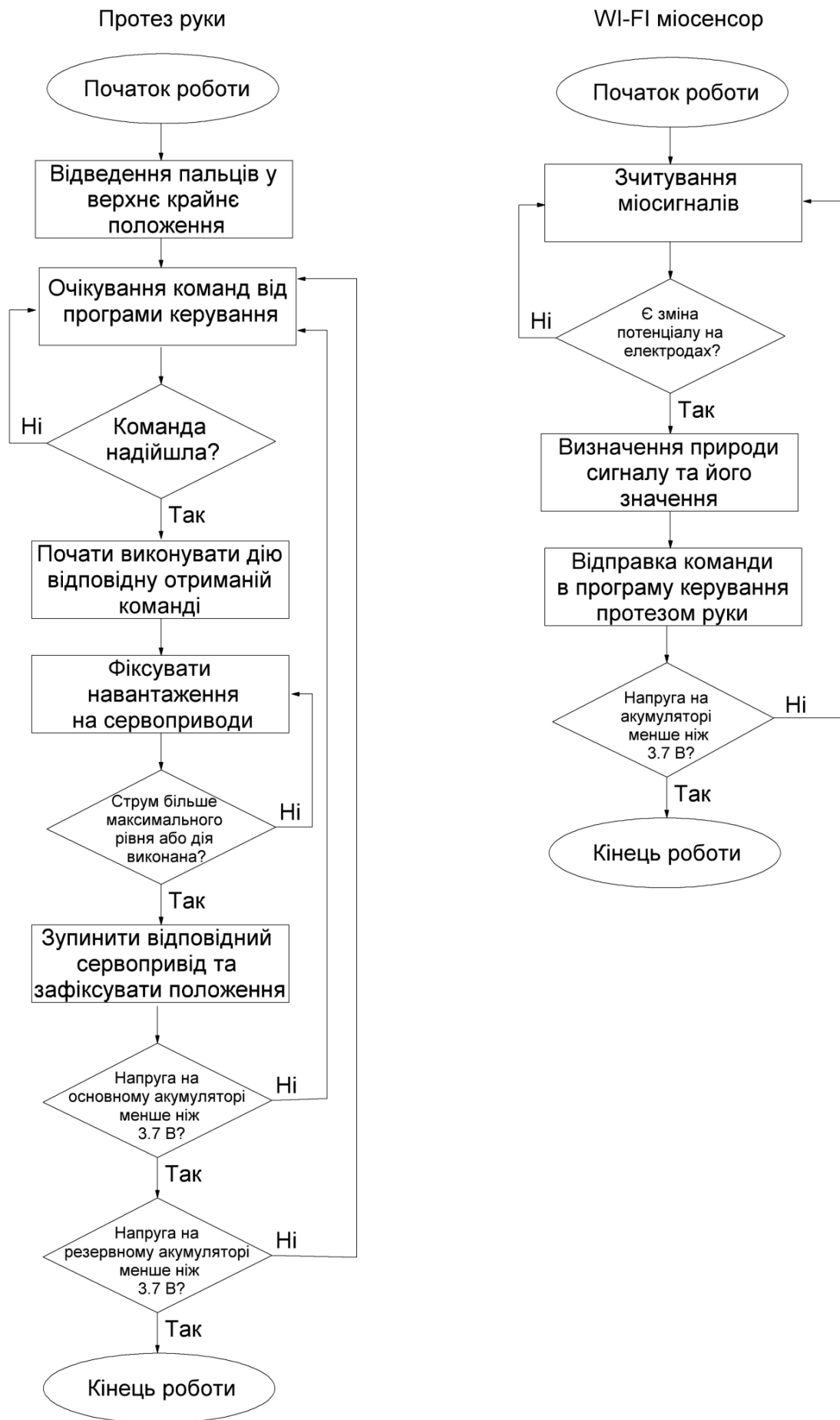


Рисунок 2.1 - Блок-схема алгоритму роботи системи

У випадку коли команди надходять від додатку, їх різноманіття може бути більшим через більший набір команд доступних даним способом. Навіть точний контроль кута згину кожного окремого пальця може бути реалізований на даній платформі. Додаток може стати засобом налаштування протезу в якому можна регулювати швидкість та силу стискання.

2.2 Розробка структурної схеми пристрою

Структурна схема пристрою (рис. 2.2) складена у відповідності до визначеного функціоналу та придатна виконувати описаний раніше алгоритм роботи системи. Роль керуючого блоку, в обох пристроях, покладена на мікроконтролер (МК) який має відповідати технічним вимогам. Для цього МК повинен мати достатню кількість виходів щоб підключити до нього елементи обробки та керування, серед яких сенсори, датчики та сервоприводи.



Рисунок 2.2 – Структурна схема пристрою

Біонічний протез руки має основний та резервний блоки живлення, які забезпечують довготривалий час роботи протезу і можуть бути швидко замінені. Окрім самих акумуляторних батарей блок живлення бере на себе роль

стабілізації напруги оскільки пристрій має компоненти з різною напругою живлення. Переключення від основного на резервний акумулятор відбувається автоматично при проходженні нижньої межі напруги живлення яку здатна забезпечити батарея.

Wi-Fi приймач є головним засобом отримання команд, адже це одна з надійніших технологій бездротової передачі даних. Ще одною причиною вибору даного протоколу стало те, що всі смартфони здатні працювати безпосередньо в цій мережі.

Блок датчиків струму необхідний для моніторингу рівня струму який споживає окремий сервопривід. Це дозволяє розуміти чи був захоплений об'єкт і відповідно до виміряного навантаження відрегулювати силу зтискання пальців.

Wi-Fi міосенсор має достатньо просту будову, адже його основне завдання виміряти міосигнали та надсилати відповідні команди на виконавчий пристрій. Пристрій має окреме живлення, завдяки цьому зменшено вплив від роботи сервоприводів на отримані міограми. Завдяки даним технічним рішенням буде підвищено точність та швидкість реагування всієї системи на м'язові сигнали користувача.

2.3 Розробка функціональної схеми пристрою

Як видно з функціональної схеми (рис. 2.3) мікроконтролерний пристрій об'єднав в собі дві функції, керування та Wi-Fi приймача. Дане рішення спростить роботу над надійним Wi-Fi з'єднанням та дозволить скоротити споживання енергії за рахунок ефективних режимів роботи приймача.



Рисунок 2.3 – Функціональна схема пристрою

Блок двигунів складається з 6 сервоприводів які мають зворотній зв'язок для відслідковування поточного кута нахилу валу. Також для виміру навантаження на сервопривід встановлені датчики струму, при перевищенні порогового рівня якого, МК дасть сигнал відповідному сервоприводу зупинитися та зафіксувати своє положення. Таким чином, буде забезпечена надійна фіксація об'єкту в біонічній руці.

Живлення буде забезпечене двома Li-Po акумуляторами основним та резервним з номінальною напругою 3,7 вольт і ємністю 10000 mAh і 2500 mAh відповідно. Оскільки для роботи мікроконтролера потрібно 3,3 В, а для сервоприводів 5 В, то є необхідність в двох перетворювачах, які утворюватимуть цю напругу.

Wi-Fi міосенсор буде обладнаний тим самим мікроконтролером, що і у випадку біонічного протезу руки. Він буде обладнаний акумуляторною батареєю номінальною напругою 3,7 В і ємністю 4000 mAh і матиме стабілізатор напруги 3,3 В оскільки напруга живлення МК та міодатчика однакові.

3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ

3.1 Вибір елементної бази

3.1.1 Вибір мікроконтролера

Мікроконтролер – це спеціалізований мікроелектронний програмований прилад, що призначений для використання у керуючих пристроях, системах передачі даних та системах керування технологічними процесами.

Мікроконтролер повинен відповідати наступним вимогам при побудові описаної системи:

- Висока швидкодія;
- Доступність;
- Мати середовище для програмування та велику кількість бібліотек;
- Достатня кількість входів/виходів;
- Невелика вартість;
- Мале енергоспоживання;
- Можливість роботи з Wi-Fi протоколом.

Маючи на увазі дані вимоги був обраний мікроконтролер ESP8266 від китайського виробника Espressif Systems з інтерфейсом Wi-Fi. Крім Wi-Fi, мікроконтролер відрізняється відсутністю флеш-пам'яті в SoC, програми користувача виконуються із зовнішньої флеш-пам'яті з інтерфейсом SPI.

Специфікація ESP8266:

- Напруга живлення: 3,3 В;
- Енергоспоживання: 10 мкА ... 170 мА;
- Флеш-пам'ять: до 16 Мб максимум (зазвичай 512 кб);
- Процесор: Tensilica L106, 32 біта;
- Швидкість процесора: 80...160 МГц;
- ОЗП: 32 кб + 80 кб;
- Порти введення-виведення загального призначення: 17;
- АЦП: 1 введення з роздільною здатністю 1024;

					ЕлІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		51

- Підтримка 802.11: b/g/n/d/e/i/k/r;
- Максимальна кількість підключень TCP: 5.

Працюючи з пристроями стандарту Wi-Fi, бажано мати розуміння принципу його роботи у бездротовій мережі. На високому рівні Wi-Fi - це бездротова мережа для з'єднань TCP/IP, набір протоколів бездротової мережі, описаних у стандарті IEEE 802.11.

Пристрій, що називається Wireless Access Point (AP) - бездротова точка доступу працює як вузол комунікацій. Зазвичай він підключений або працює в режимі роутера.

Модуль ESP8266 може працювати як у режимі точки доступу (Access Point), так і в режимі клієнта – робочої станції (Station), а може і в обох режимах одночасно. Найчастіше точка доступу має підключення до інтернету та працює як міст між пристроєм та інтернетом. Декілька робочих станцій у локальній мережі спілкуються між собою також через точку доступу. Станція одночасно може бути підключена лише до однієї точки доступу. Кожен пристрій у мережі має власну унікальну MAC-адресу - 48-бітове значення.

Якщо в межах видимості знаходиться кілька точок доступу, їх потрібно якось розрізнити, тому кожна точка доступу має мережний ідентифікатор, званий SSID (Service Set Identifier, іноді також званий BSSID) - це ім'я мережі, що має довжину до 32 символів.

Даний МК є основою лінійки відладочних плат під назвою NodeMcu (рис. 3.1), що значно спрощує прототипування пристроїв адже плата має вбудований програматор та зручні виходи у вигляді штирів. Під час побудови першого прототипу системи буде використано дану плату відладки для вшвидкої розробки та переходу на друковані плати власного виробництва.

Так чи інакше написані програми не будуть працювати одразу оскільки це було заплановано, тому наявність розвиненого функціоналу налагодження є важливим. Для МК ESP8266 налагодження полегшується наявністю послідовного порту спеціально для виведення налагоджувальної інформації. Якщо підключитися до виходу GPIO2 МК перетворювачум UART-USB, то

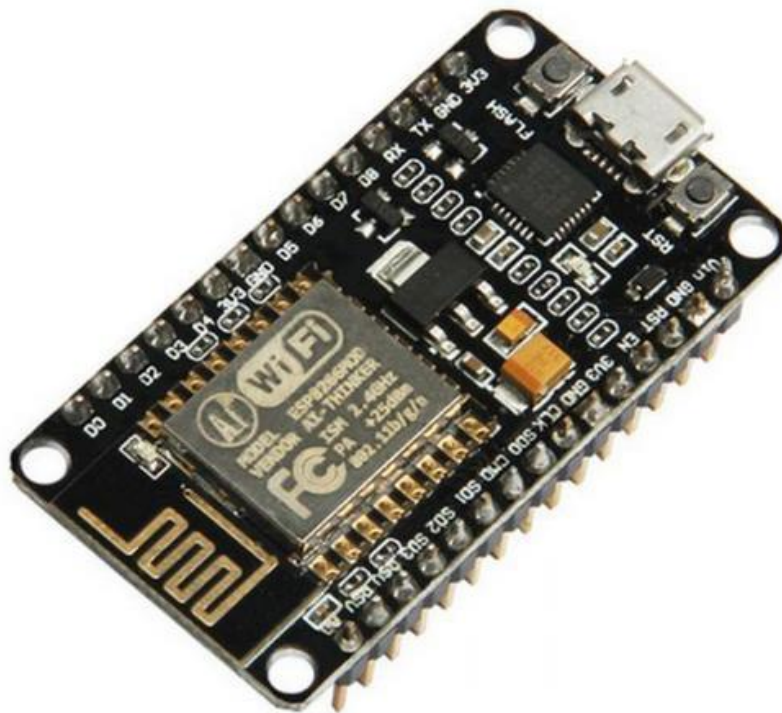


Рисунок 3.1 - Зображення NodeMcu Lua Wi-Fi ESP8266 ESP-12E

можна отримати інформацію виведену на екран комп'ютера в реальному часі. Таким чином, маючи один порт UART для завантаження коду, а другий для налагодження, не доведеться нічого перемикаати під час створення своєї програми. Увімкнення або вимкнення виведення інформації керується функцією `system_set_os_print()`.

Зі специфікації видно, що питання як довго працюватиме ESP8266 від акумуляторів не може бути легко визначено. Споживання енергії змінюється в дуже широкому діапазоні – при передачі на повній потужності воно становить 170 міліампер, а в режимі сну – лише 10 мікроампер. Проте розроблений для мобільних пристроїв, переносної електроніки та додатків Інтернету речей, ESP8266 забезпечує низьке енергоспоживання завдяки поєднанню кількох власних технологій. Енергозберігаюча архітектура має три режими роботи: активний режим, режим сну та режим глибокого сну. Це дозволяє конструкціям, що живляться від батарей, працювати довше.

3.1.2 Вибір сенсору ЕМГ

Зчитування м'язової активності будемо проводити за допомогою біодатчика AD8232. AD8232 - це вбудований блок формування сигналу для ЕКГ та інших засобів вимірювання біопотенціалу. Він призначений для виділення, посилення та фільтрації невеликих сигналів біопотенціалу за наявності шумових умов, таких як ті, що створюються рухом або дистанційним розміщенням електродів. Ця конструкція дозволяє використовувати аналого-цифровий перетворювач (АЦП) із наднизькою потужністю або вбудований мікроконтролер для легкого отримання вихідного сигналу.

AD8232 може використовувати двополосний фільтр високих частот для усунення артефактів руху та потенціалу електрода. Цей фільтр тісно пов'язаний з інструментальною архітектурою підсилювача, щоб забезпечити як високе підсилення, так і фільтрацію високих частот в одному каскаді, тим самим заощаджуючи простір. Неактивний операційний підсилювач дозволяє AD8232 створювати триполосний фільтр низьких частот для видалення додаткового шуму. Користувач може вибрати частоту зрізу всіх фільтрів відповідно до різних типів завдань.

AD8232 (рис. 3.2) містить функцію швидкого відновлення, яка скорочує тривалість довгих хвостів осідання фільтрів високих частот. Після різкої зміни сигналу у підсилювачі (наприклад, відключення електродів), AD8232 автоматично налаштовується на більш високу межу фільтра. Ця функція дозволяє AD8232 швидко відновлюватися, а отже, проводити дійсні вимірювання відразу після підключення електродів до пацієнта.

Специфікація AD8232:

- Діапазон напруги живлення від 2,0 В до 3,5 В;
- Передня частина повністю інтегрована лише з відведеними ЕКГ;
- Внутрішньо використовується фільтр RFI;
- Споживання струму 170 мкА;
- Аналоговий сигнал;

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		54

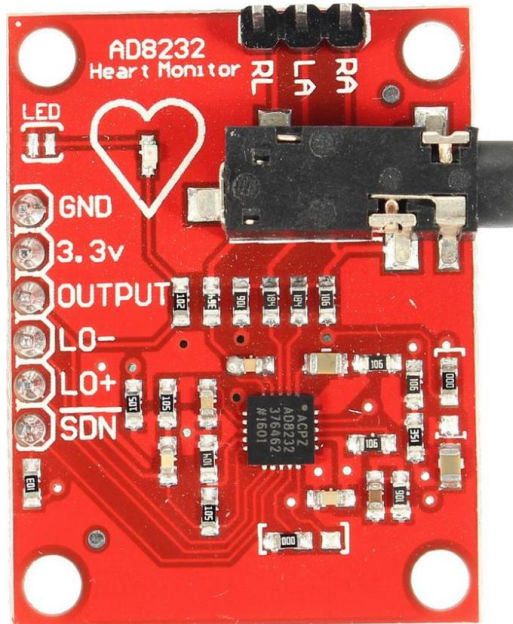


Рисунок 3.2- Зображення сенсора AD8232

- CMRR становить 80 дБ;
- Вбудований підсилювач RLD ;
- Конфігурація електродів 2 або 3;
- Трьохполюсний адаптивний ФНЧ із регульованим посиленням;
- Двополюсний адаптований НРФ;
- 4 мм × 4 мм і 20-вивідний корпус LFCSP.

Плату AD8232 можна підключити до більшості мікроконтролерів за допомогою стандартного інтерфейсу SPI.

Застосування датчика ЕКГ AD8232 включає наступне:

- Моніторинг серцевої та фізичної діяльності;
- Дистанційний моніторинг здоров'я;
- Використовується в ігрових пристроях;
- Отримання сигналу біопотенціалу;
- Біометрія;
- Вивчення фізіології;
- Прототипування біомедичних приладів;
- Варіабельність серцевого ритму.

3.1.3 Вибір приводів пальців

Двигуни є одним з найголовніших елементів системи, виходячи з розмірів та технічних характеристик яких будується вся система. Вони повинні бути достатньо потужними але в той же час мати малий розмір для можливості їх розміщення в обмеженому просторі протезу руки. Окрім розмірів важливим є їх споживання струму в режимі активної роботи та фіксації положення. Саме тому так важливо ще на початку проектування обрати вірний тип приводу і будувати навколо нього всю систему.

Саме тому, з урахуванням всіх вище перерахованих вимог, було обрано сервопривід типу MG90S, який має достатню потужність для нашого пристрою. Вагомою особливістю даного приводу є повністю металевий механізм передачі моменту з двигуна на вал, що значно збільшує його надійність в порівнянні з іншими сервоприводами даного форм-фактору, які мають пластикові шестерні. Ще одним неочевидним плюсом матеріалу механізму є те, що дані сервоприводи дають менший бряскіт при фіксації заданого положення, що позитивно сказується при його використанні, адже завдяки цьому протез позбувається зайвих шумів при роботі.

Струм споживання для обраного сервопривода складає 2 мА в режимі простою, 80 мА при виконанні роботи та 210 мА коли вал зупиняється якимось об'єктом. Такі показники дають право говорити про достатньо довготривалий час роботи всього протезу від основного акумулятора, а також про наявність чіткого рівня перенавантаження, який впливає на споживаний струм. Таким чином, можна визначати коли зупиняється двигун у разі захоплення об'єкту пальцями.

Важливим параметром двигуна також є швидкість приводів. Сервоприводи MG90S (рис. 3.3) мають регульовану швидкість, максимум якої складає 0,10 сек/60° при напрузі 4,8 В та 0,08 сек/60° при 6,6 В, що достатньо швидко для виконання поставленого технічного завдання в 0,5 секунди на стиснення або

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		56



Рисунок 3.3- Сервопривід MG90S

розтиснення пальця. Даний час обумовлений бажанням максимально мімікрувати рухи справжньої руки, саме швидкість в рухах дає подібний ефект.

Оскільки сервоприводи не потребуєть драйверів, як у випадку з лінійними двигунами, то вибір даного приводу є також економічно обґрунтованим і дозволяє заощадити на 6 драйверах, вартість яких може бути приблизно однаковою з вартістю 6 сервоприводів MG90S. З урахуванням лінійних двигунів можна потроїти дану суму. Тому обраний компонент є ідеальним для використання в даному випадку. До того ж він має більшу точність і можливість керування кутом обертання.

3.1.4 Вибір додаткових компонентів системи

Розширення кількості сигнальних входів

Якщо підрахувати загальну кількість необхідних виходів мікроконтроллера який керуватиме протезом кисті руки стане зрозуміло, що нам потрібно 22 сигнальний вихід для керування та моніторингу ситеми. Кожен сервпривід зі зворотнім зв'язком та датчиком навантаження потребує 3

					ЕлІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		57

сигнальних входи. Приводів 6 і тому загалом потрібно 18 входів мікроконтролера. До того ж мікроконтролер повинен керувати власним живленням та моніторити скільки заряду залишилося, що потребує додаткових 4 сигнальних входів. Однак мікроконтролер ESP8266 має всього 17 сигнальних входів/виходів.

Для виходу з даного положення скористаємося мультиплексором. Всі вхідні сигнали, які беруть участь в керуванні приводів будуть проходити через нього. Тобто на вхід мультиплексора буде надходити 12 сигналів, але буде задіяно лише 4 ніжки мікроконтролера. Таким чином, буде скорочено кількість потрібних входів МК з 21 до 13, тобто ми зможемо вкластись в кількість сигнальних входів не переходячи на більш дорогі мікроконтролери.

Результатом пошуків потрібних пристроїв став мультиплексор CD74HC4067 (рис. 3.4) - це аналоговий комутатор з цифровим керуванням, який використовує CMOS-технологію з кремнієвим затвором для досягнення робочих швидкостей, подібних до LSTTL, із низьким енергоспоживанням стандартних інтегральних схем CMOS [33].

Ці аналогові мультиплексори керують аналоговою напругою, яка може змінюватися в діапазоні від 0 до напруги джерела живлення. Вони є двонаправленими, в них присутні перемикачі, що дозволяє будь-який аналоговий вхід використовувати як вихід і навпаки. Перемикачі мають низький опір «увімкнено» та низькі витoki «вимкнено». Крім того, ці пристрої мають елемент керування ввімкненням, який при високому рівні вимикає всі перемикачі в стан «вимкнено».

Опишено призначення пінів компонента:

- IO-I15 - 16 аналогових входів;
- Common input/ output - один аналоговий вихід;
- E - сигнал, що включає з'єднання між входом і виходом 0 - вкл, 1 - вимк;
- VCC і GND - відповідно, живлення 5V;
- S0-S3 - комутують сигнали, комбінацією стану яких підключається той чи інший вхід до єдиного виходу.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		58

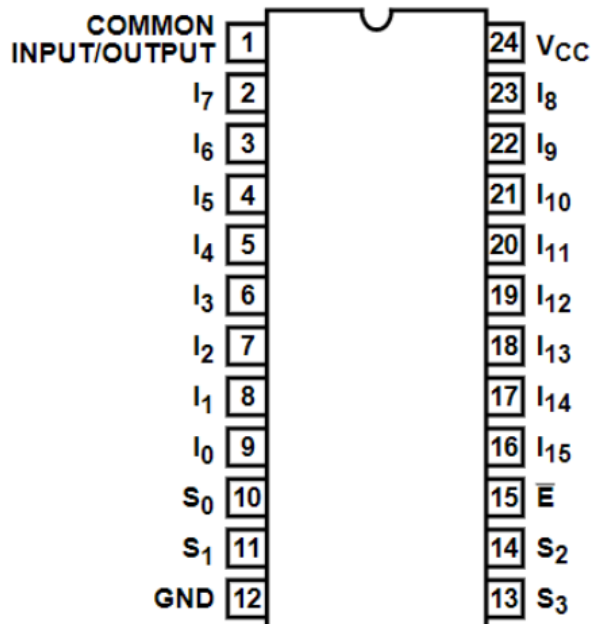


Рисунок 3.4- Розпіновка мультиплексора CD74HC4067

Таблиця 3.1 - Таблиця істинності мультиплексора CD74HC4067

S0	S1	S2	S3	E	Обраний канал
X	X	X	X	1	X
0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1
0	0	1	0	0	2
0	0	1	1	0	3
0	1	0	0	0	4
0	1	0	1	0	5
0	1	1	0	0	6
0	1	1	1	0	7
1	0	0	0	0	8
1	0	0	1	0	9
1	0	1	0	0	10
1	0	1	1	0	11
1	1	0	0	0	12
1	1	0	1	0	13
1	1	1	0	0	14
1	1	1	1	0	15

З таблиці сигналів мультиплексора (таблиця 3.1) зрозуміло, що комбінація повністю збігається з двійковим числом, якщо прийняти сигнали S за біти. Наприклад, $13 = 0b1101$. Цей підхід робить адресацію зручною при програмуванні, достатньо розбити байт з адресою на чотири молодші біти, наприклад, за допомогою вбудованої в засіб програмної розробки, функції `bitRead()`.

Специфікація CD74HC4067:

- Напруга живлення: від 2 до 6 В;
- Максимальна напруга, що комутується: від 0 до напруги живлення;
- Опір ключів: 70 Ом при напрузі живлення 4.5 В, 60 Ом при 6В;
- Швидкість перемикання: 6ns при напрузі живлення 4.5 В.

Стабілізація напруги

Оскільки номінальна напруга живлення ESP8266 та AD8232 складає 3,3 В, а батарея при повному заряді дає 4,2 В, необхідно забезпечити стабілізацію живлення для даних компонентів. Виходячи з документації даних елементів, загальне споживання струму складатиме 270 мА при максимально навантаженому режимі роботи.

Також самі сервоприводи мають отримувати живлення 5 В, і хоча ця напруга може бути знижена до 4,8 В, нам потрібна максимальна потужність, яка доступна з обраним раніше приводом. Але головною причиною стабілізації напруги є те, що в нашому випадку струм змінюється за рахунок падіння напруги на шунті, тому стабільна опорна напруга є головною запорукою точності даного підходу. Слід врахувати, що споживаний струм при зупинці всіх сервоприводів складе 1260 мА, що буде лише короткочасним навантаженням але задля забезпечення надійності системи потрібно обрати стабілізатор з достатньою потужністю.

Відповідно до заданих параметрів, в якості стабілізатору напруги, було обрано лінійку лінійних регуляторів напруги AMS1117 — це серія трививодних стабілізаторів із низьким падінням напруги 1,3 В при струмі навантаження 1 А.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
						60
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

AMS1117 (рис. 3.5) має дуже низький струм очікування 2 мА порівняно з 5 мА у конкурентів. Крім фіксованої версії, $V_{out} = 1,2 \text{ В}, 1,8 \text{ В}, 2,5 \text{ В}, 2,85 \text{ В}, 3,3 \text{ В}$ і 5 В , AMS1117 має регульовану версію, яка може забезпечити вихідну напругу від 1,25 до 12 В лише з двома зовнішніми резисторами. AMS1117 пропонує функцію теплового відключення, щоб забезпечити стабільність мікросхеми та системи живлення. Крім цього він використовує техніку корекції, щоб гарантувати точність вихідної напруги в межах 1%, що дуже важливо для точного виміру струму навантаження [34] .

Специфікація AMS1117 наступна:

- Максимальний вихідний струм: 1,4 А;
- Діапазон робочої вхідної напруги: макс. 30 В;
- Лінійне регулювання: 0,03%/В;
- Струм у режимі очікування: 2 мА;
- Регулювання навантаження: 0,2%/А;
- Температура середовища: $-40 \text{ }^\circ\text{C} \sim 85 \text{ }^\circ\text{C}$.



Рисунок 3.5 - Лінійний регулятор напруги AMS1117

Контроль заряду акумулятора

Система буде живитися від Li-Po акумуляторів, які потребують контролю заряду та розряду задля запобігання їх виходу з ладу та безпечного користування. У випадку з розрядом батареї, цьому буде запобігати

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		61

мікроконтроллер який вимірюватиме напругу, то з зарядом даний механізм працювати не буде, бо батареї будуть заряджатися окремо від приладу.

Для зарядки Li-Po батарей застосовується принцип схеми CC/CV (рис. 3.6) – постійна сила зарядного струму/ постійна напруга [35].

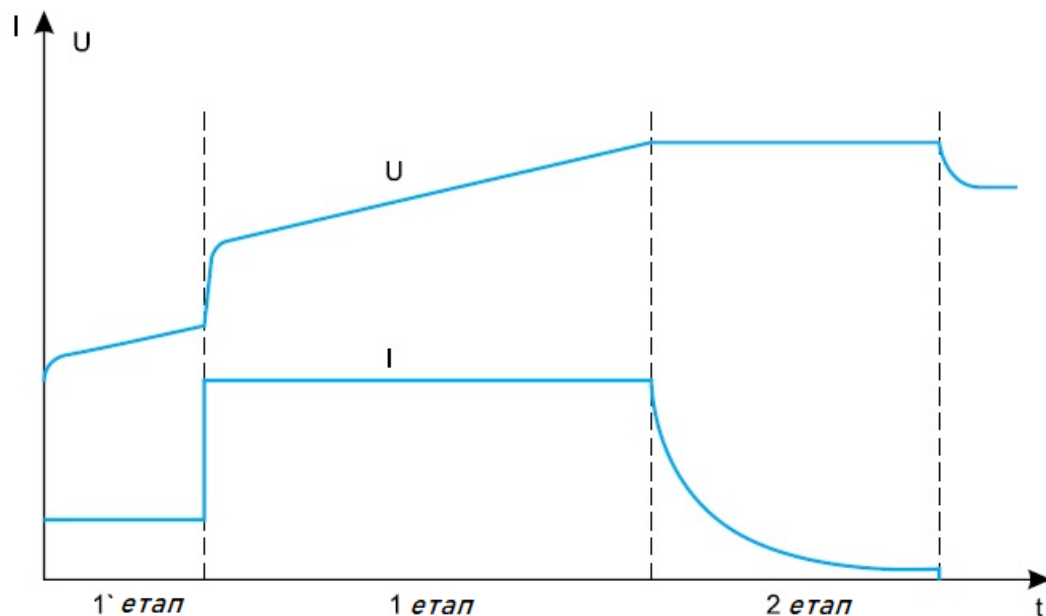


Рисунок 3.6 - Графік заряду Li-Po акумулятора за принципом CC/CV

З рисунку 3.6, перед 1 етапом зарядки зображений так званий предетап, для відновлення літійового акумулятора, що втратив свою напругу нижче допустимої, з напругою на клеммах не менше 2,0 В. Перший етап повинен відновити 70-80 % ємності. Струм зарядки вибирають 0,2-0,5 С. Прискорено заряджати можна, струмом 0,5-1,0 С (де С – ємність літійових акумуляторів, цифрове значення). Для першого етапу напруга заряджання становить 5 В. Коли досягнуто напруги на клеммах акумулятора 4,2 В – це сигнал переходу на другий етап. Під час другого етапу контролер заряду підтримує стабільну напругу на клеммах, а зарядний струм у міру підняття ємності - знижується. При зменшенні його значення до 0,05-0,01 С заряджання закінчиться, пристрій відключиться, не допускаючи перезаряджання. Загальний час відновлення ємності для літійового акумулятора не перевищує 3 години.

Поширеність даного типу акумуляторів призвела до того, що на ринку електронних компонентів є велика кількість готових рішень для поставленого завдання. Одним з найвикористовуваніших контролерів є TP4056 (рис. 3.7) — це літій-іонний зарядний пристрій для одноелементної батареї, який захищає елемент від надмірного або недостатнього заряджання. Він має два стани виходу, що вказують на те, що зарядка триває та зарядку завершено. Він також має програмований струм заряду до 1 А. Заряджання акумуляторів може бути проведено безпосередньо від порту USB, оскільки робочий діапазон вхідної напруги становить 4 В - 8 В, що спрощує процес зарядки для пересічних користувачів. Для цього достатньо всього одного блоку живлення для зарядки телефону [36].



Рисунок 3.7- Контролер заряду Li-Po акумулятора TP4056

Специфікація TP4056:

- Напруга живлення (V_s): 4V0 ~ 8V0;
- Кінцева напруга заряду (точність): 4,2 В (1,5%);
- Струм живлення: ($R_{prog}=1,2k$: 1A CHRG) 150 мкА;
- Струм живлення: (завершення заряду/відключення): 55 мкА;
- I_{bat} ($R_{prog}=1,2k$: 1A CHRG): 1050mA;
- I_{bat} (режим очікування; $V_{bat} = 4,2$ В): -6μA;
- V_{trckl} ($R_{prog}=1,2k$: V_{bat} :підвищення): 2,9В;
- I_{trckl} ($R_{prog}=1,2k$: $V_{bat}<V_{trckl}$): 140 мА макс;
- V_{trhsy} ($R_{prog}=1,2k$): 80 мВ;
- Робоча температура: -40°C ~ 85°C.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		63

генератор який налаштовується програмно, у випадку CH340G необхідно встановити зовнішній кварцовий резонатор номінальною частотою 12 МГц який підключається до входів X1 та X0.

Для проведення перепрограмування мікроконтролеру потрібно бути перезавантаженим, також ця дія потрібна у випадку зависання роботи пристрою. Подібне може статися коли тактова частота роботи МК зривається, і хоча такі випадки це рідкість, проте різкий скачок напруги може стати причиною цього. Саме тому до входу RST було підключено кнопку без фіксації яка замикає вихід на мінус. Для візуального підтвердження перезапуску МК в дане електричне коло було включено світлодіод LED1 який при натисканні на кнопку загоратиметься, тим самим сигналізуючі про її натиснення.

Як відомо інтерфейс USB має напругу живлення 5 В, однак у нашому випадку, обраний мікроконтролер має номінальну напругу живлення 3,3 В. Для вирішення проблеми узгодження напруги живлення було використано стабілізатор напруги AMS1117-3.3V, який забезпечує опорну напругу живлення МК.

3.2.2 Підключення модуля AD8232

Модуль ЕМГ AD8232 є достаньо легким в підключенні, достатньо лише 3 сигнальні входи та подати відповідну напругу живлення, яка складає 3,3 В. У нашому випадку він буде підключений до входів ADC, GPIO14, GPIO12.

Модуль розділяє живлення з мікроконтролером оскільки вони мають однакову робочу напругу. Віжливим в даному випадку є стабілізованість самої напруги, адже AD8232 (рис. 3.9) вимірює достаньо значне значення різниці напруги, тому імпульсні викривлення від блоку живлення можуть значно впливати на якість сигналу. Тому живлення повинно надходити від акумуляторної батареї, яка дає постійний струм.

					ЕлІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		65

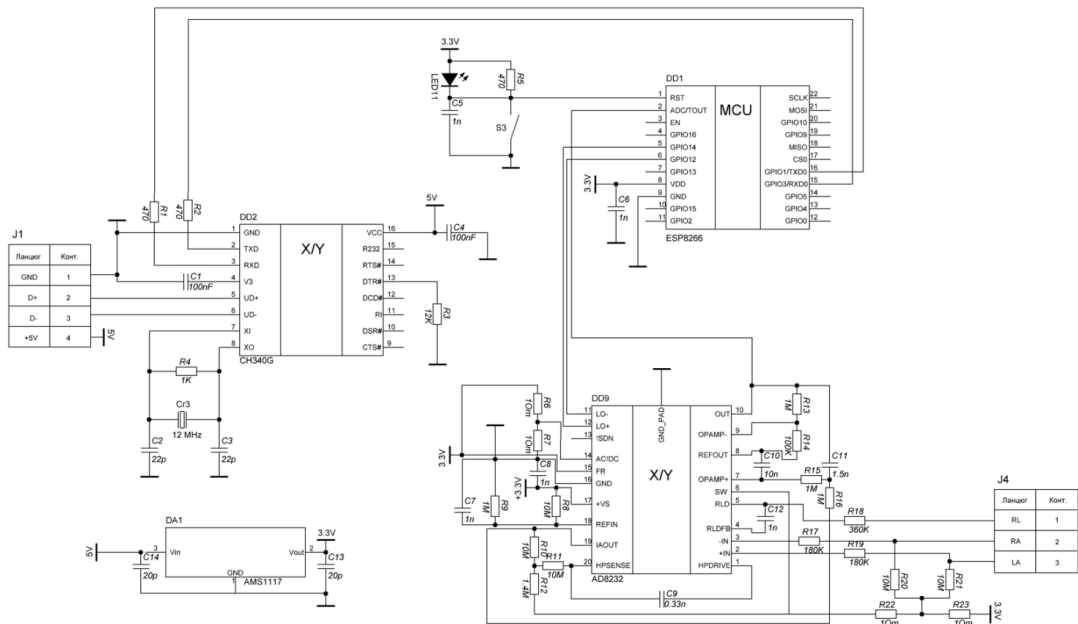


Рисунок 3.9- Схема підключення модуля AD8232

Дана схема є кінцевим варіантом Wi-Fi міосенсора, оскільки повністю реалізує поставлені завдання до даної складової системи. З додаткового можна тільки відмітити акумулятор, який матиме вбудований блок захисту. Схема даного блоку буде описана далі. Призначення входів модуля описані у таблиці 3.2

Використання виходу SDN може дещо зменшити електроспоживання мікросхеми AD8232, проте для наших задач він може стати лише завадою при використанні, оскільки доведеться проводити вивід мікросхеми з відключення перед кожним використанням. І хоча дана функція здатна подовжити час автономної роботи, її робота буде не зручною для користувача і впливатиме на швидкодію всієї системи.

Для отримання сигналів про м'язову активність AD8232 потрібні 3 електроди. В нашому випадку вони будуть представлені пластиковими токопровідними накладками з срібляним покриттям. Матеріал електродів обраний з міркувань зручності використання в холодному середовищі, оскільки металеві електроди будуть холодними, що знову таки накладе неприємне враження від використання розглянутої системи.

Таблиця 3.2 - Призначення входів модуля AD8232

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.

3.2.3 Підключення сервоприводів MG90S

Виходячи з проведеного огляду промислових зразків, представлених на ринку біонічних протезів, стало очевидно, що для виконання більшості функцій сучасному протезу достатньо 6 приводів. При проектуванні системи дане спостереження було враховане та використане. В якості рушійних приводів було використано сервоприводи мікро форм-фактору MG90S (рис. 3.10), які були дещо вдосконалені для більш точної роботи в складі системи.

Оскільки положення кута валу сервоприводу визначається за допомогою потенціометра, тому саме він став способом організації зворотнього зв'язку для визначення поточного положення пальця під час його руху. Для цього з самого приводу було виведено відповідний сигнал, який в подальшому буде оброблено та використано.

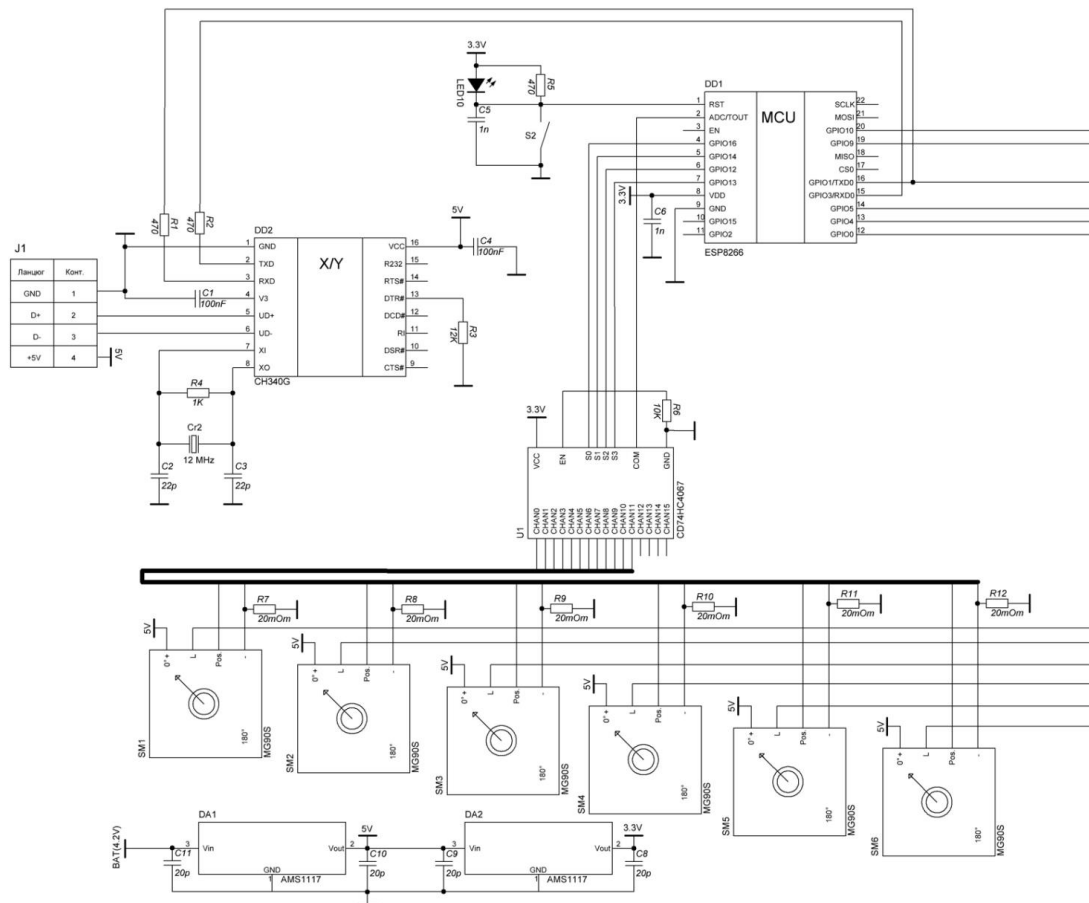


Рисунок 3.10- Схема підключення сервоприводів MG90S

Ще одним додатковим засобом моніторингу стану сервоприводів стало вимірювання сили струму за рахунок визначення падіння напруги на резисторах R7 - R12. Таким чином, можна точно знати коли привід зазнає перенавантаження, що свідчить про зупинку пальця якимось об'єктом, який він захопив. Саме так відбуватиметься виявлення факту захоплення речей протезом руки.

Маючи таку велику кількість сигналів постало питання вирішення нестачі сигнальних входів МК. Як рішення було використано мультиплексор CD74HC4067 який дозволив розширити кількість вхідних сигналів, та залишити виходи для керування системою. Сигнали з потенціометрів та струмоз'ємних резисторів потребували 12 входів МК, завдяки використанню мультиплексора дане число було зменшене всього до 5. До того ж, залишилося ще 4 незадіяні входи, які будуть використані при подальшому проектуванні.

Сервоприводи MG90S потребують живлення в 5 В, але як вже відомо для обраного мікроконтролера робоча напруга складає 3,3 В. Саме тому до схеми було додано ще один стабілізатор напруги AMS1117, але в даному випадку модифікації 5V.

3.2.4 Контролер заряду/розряду Li-Po акумулятора TP4056

Струм заряду для акумулятора, у випадку з контролером TP4056 (рис. 3.11), встановлюється зміною опору резистора R3, який підведений до GND. У режимі попередньої зарядки напруга контакту PROG регулюється до 0,2 В. У режимі постійного зарядного струму напруга контакту PROG регулюється до 2 В. У всіх режимах під час заряджання напруга на контакті PROG може використовуватися для вимірювання струму заряду наступним чином:

$$I_{\text{Bat}} = \frac{V_{\text{PROG}}}{R_{\text{PROG}}} * 1200 ,$$

де: $V_{\text{PROG}} = 1 \text{ В}$;

R_{PROG} - опір резистора R3.

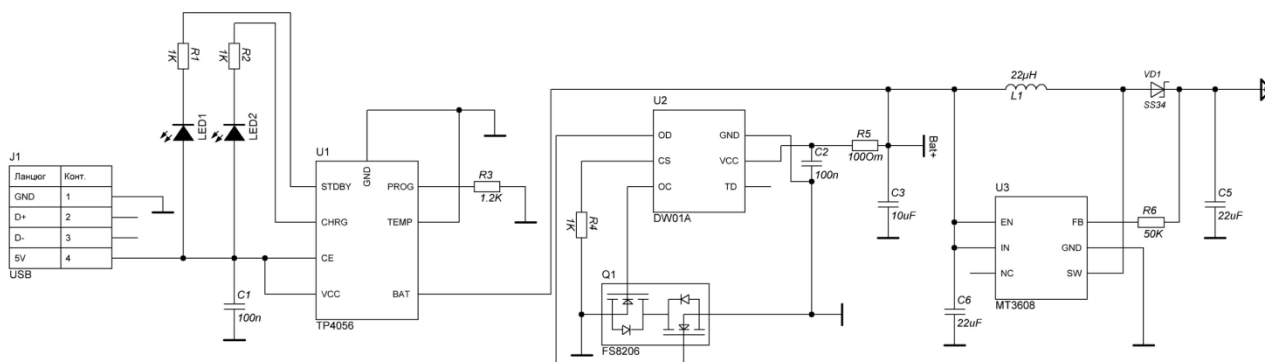


Рисунок 3.11- Схема підключення контролера заряду/розряду TP4056

Для наглядного розуміння протікання процесу заряду передбачено два світлодіода червоного та зеленого кольору, які будуть сигналізувати про процес заряду або його завершення відповідно.

Окрім самого контролера TP4056, схема містить дві мікросхеми захисту. Інтегральна схема захисту батареї DW01A призначена для захисту літій-іонної/полімерної батареї від пошкодження або зниження терміну служби через перезаряд, надмірну розрядку та/або перевищення струму для одноелементних літій-іонних/полімерних систем живлення. Ультрамаллий корпус і менша кількість зовнішніх компонентів роблять його ідеальним для інтеграції в обмежений простір акумуляторної батареї. Точна напруга виявлення перезарядки ± 50 мВ забезпечує безпечну та повну зарядку.

MT3608 - це 6-контактний перетворювач струму із постійною частотою, призначений для невеликих приладів із низьким енергоспоживанням. MT3608 перемикається на частоті 1,2 МГц і дозволяє використовувати крихітні недорогі конденсатори та котушки індуктивності висотою 2 мм або менше. Внутрішній плавний пуск забезпечує малий пусковий струм і подовжує термін служби акумулятора. MT3608 має автоматичне перемикання в режим частотно-імпульсної модуляції при невеликих навантаженнях. MT3608 включає блокування від низької напруги, обмеження струму та захист від теплового перевантаження, щоб запобігти пошкодженню в разі перевантаження на виході.

Таким чином, дане поєднання мікросхем дозволяє забезпечити повний захист акумулятора, що подовжує його термін роботи та дозволяє значно підвищити безпечність батарей. Вихід Micro-USB або USB-Type C, додає комфорту у використанні системи, адже в додатковому блоці живлення немає потреби і батареї сумісні з повербанками всіх виробників у випадку підзарядки в дорозі.

3.3 Розробка принципової схеми

Принципова схема включає в себе раніше описані схемні блоки, які були об'єднані в одному пристрої. Можна побачити, що вона включає два блоки захисту акумуляторних батарей, так зроблено з причини наявності основного та резервного акумуляторів, кожен з них має свій модуль захисту.

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		70

Серед нововведень можна відмітити наявність механізму переключення між акумуляторними батареями. Його принцип роботи заключається у вимірюванні поточної напруги на контактах батарей та переключенні між ними при проходженні мінімального рівня заряду. Резистори R17-20 утворюють два резисторних подільника для вимірювання напруги за допомогою мікроконтролера ESP8266. Виходячи з поточного значення напруги мікроконтролер перемикається між батареями керуючи польовим транзистором n-типу IRF7401, який в свою чергу керується через транзистор 2N2222. Програмно реалізовано плавний перехід між двома акумуляторами, який не дасть напрузі живлення впасти нижче напруги живлення всього приладу під час переключення.

Зрозуміло, що за такого підходу для того, щоб протез руки почав роботу після відключення, він повинен сам підтримувати своє живлення. Для реалізації механізму ввімкнення в блок переключення акумуляторів було додано ключ без фіксації S2. Який в обхід транзисторів VT1-VT2 відкриває польові транзистори VT3-VT4. Даний ключ має дві розділені контактні групи, для запобігання керування обома ключами одним сигналом мікроконтроллера.

Принципова схема біонічного протезу кисті руки наведена на рис. 3.12.

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		71

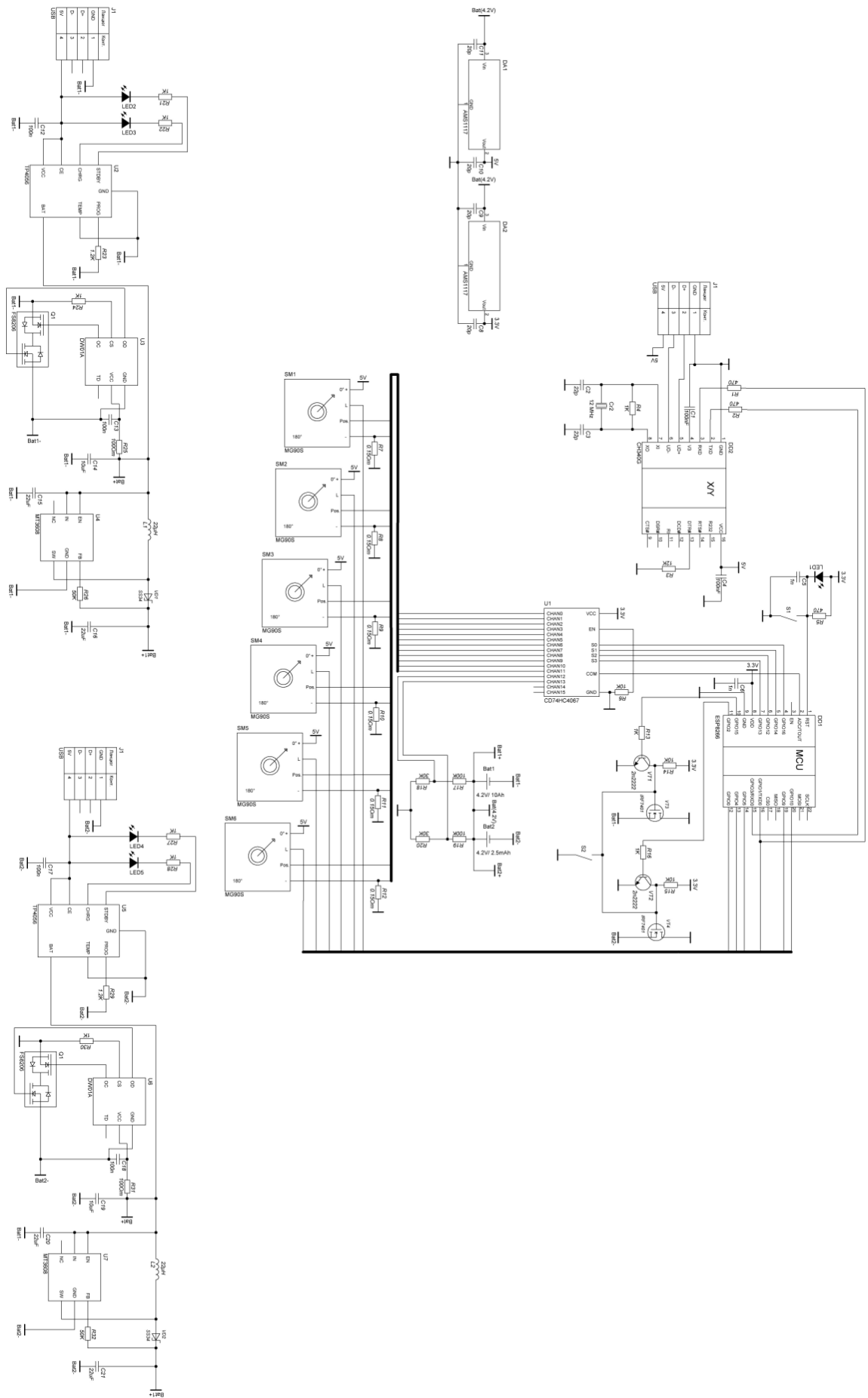


Рисунок 3.12 – Принципова схема біонічного протезу кисті руки

4 РОЗРОБКА МЕХАНІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ ПРИСТРОЮ

4.1 Загальний опис конструктиву

Оскільки електронна система керування біонічним протезом кисті руки є пристроєм мехатроніки, то потрібно розглянути її механічну складову для кращого розуміння способу функціонування системи та принципів її роботи. Загальний вигляд пристрою наведено на рисунку 4.1.

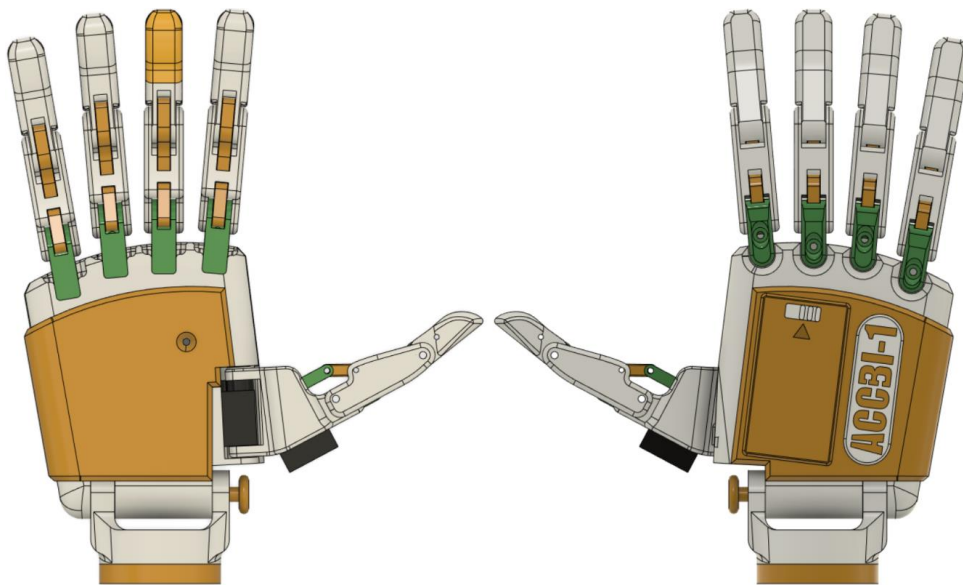


Рисунок 4.1 – Загальний вигляд пристрою

Пристрій має 4 однакових за конструкцією пальці та великий палець, який зазнав змін через те, що він має змінювати своє положення для урізноманітнення доступних хватів. Всі пальці приводяться у рух сервоприводами, що дозволяє з великою точністю керувати їх положенням. Дана можливість дозволяє реалізувати будь-які жести та значно покращує надійність хвату.

Блок керування знаходиться всередині пристрою, розміри його друкованої плати складають 60x25 мм. Для продовження часу роботи, на випадок коли основний акумулятор буде розряджений, передбачено резервний акумулятор ємністю 2000 mAh. Батарея є компактною та швидко замінюється, це дозволяє

					ЕЛІТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		73

швидко відновити роботу протезу, коли можливості зарядити акумулятори немає.

Вказівний, середній, підмізинний пальці і мізинець мають однакову конструкцію та розміри, дане спрощення не зменшує функціонал протезу і в той же час спрощує його створення, а у випадку механічної поломки одного з пальців завжди друкується одна і та ж модель.

Пальці мають всього дві фаланги оскільки перші дві були зрощені в одну, задля спрощення конструкції (рис. 4.2). Подібна конструкція застосовується в більшості протезів промислового зразку і довела свою перевагу перед трьох фаланговою конструкцією. Так само і механізм важелів та тяг став, в деякому сенсі, виробничим стандартом для протезів різних виробників. Адже він дозволяє максимально точно та швидко керувати рухами, на відміну від нейлонових ниток. До того ж попри велику надійність, у випадку необхідності заміни частини протезу, даний підхід дозволяє просто та швидко провести ремонт пошкоджених частин пристрою.

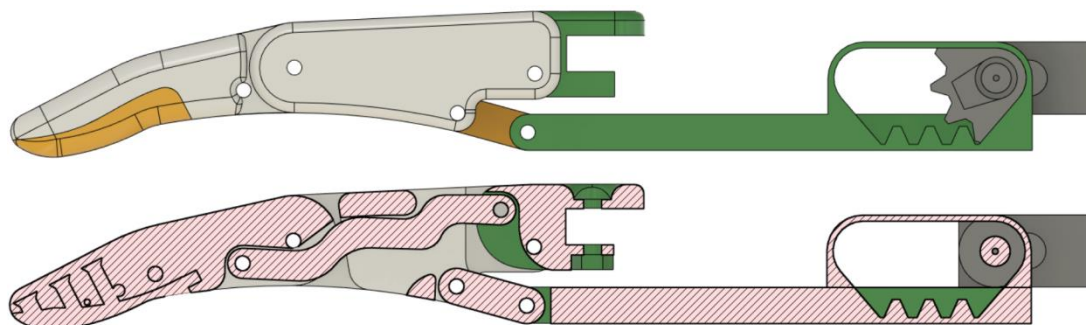


Рисунок 4.2 – Конструкція пальців

Використавши досвід формування виробів за допомогою молдів, який був описаний у патенті [US10219919B2][27], були утворені силіконові накладки на кінцях пальців, які значно збільшують міцність хвату, не даючи захопленому об'єкту скользити по пластику. Цей спосіб графічно зображений на рисунку 4.3.

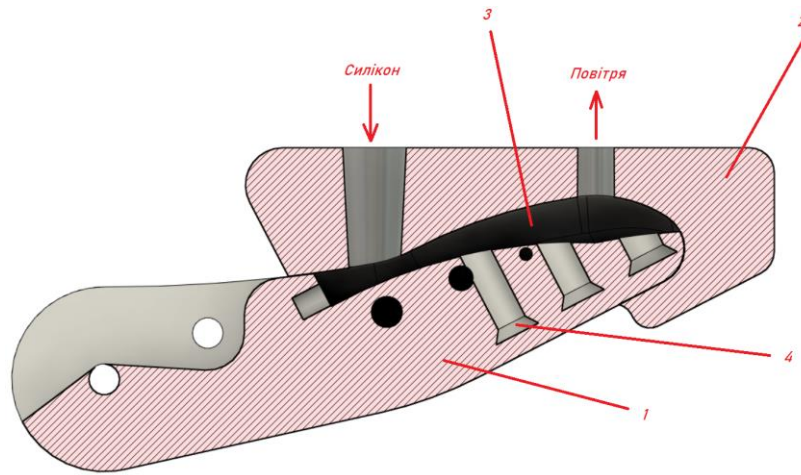


Рисунок 4.3 – Методика утворення силіконових накладок

Для цього додатково були надруковані форми (2) для заливки, які надягаються на фалангу (1) з місцем для заливки (3). Додатково було утворено порожнини (4), які надійно закріплюють силікон на фаланзі. Коли форма встановлена на фалангу, силікон під тиском подається через канали і заповнює собою всі порожнини. Також значною перевагою подібного підходу стає можливість утворення ємнісного потенціалу на поверхні силікону, що дозволяє користуватися телефонами із сенсорними екранами.

Великий палець конструкції (рис. 4.4) зазнав деяких змін у порівнянні з іншими, але основні принципи його роботи залишилися незмінними. Додався ще один сервопривід, який змінює кут нахилу відносно долоні, що дозволяє змінювати способи хвату у різних випадках. Також було видозмінено механізм передачі зусилля від сервоприводу до тяги пальця. Для збільшення сили зтискання було зроблено понижаючу передачу 3 до 1.

Палець був спроектований так, що він є легко замінним, це спрощує модернізацію або ремонт даного вузла, адже достатньо просто замінити увесь механізм та підключити його до плати керування.

Такий механізм, як функціональне зап'ястя є важливим внеском в загальну зручність користування протезом. Можливість змінювати положення всього протезу розширює його можливості та дозволяє значно зручніше виконувати повсякденні завдання.

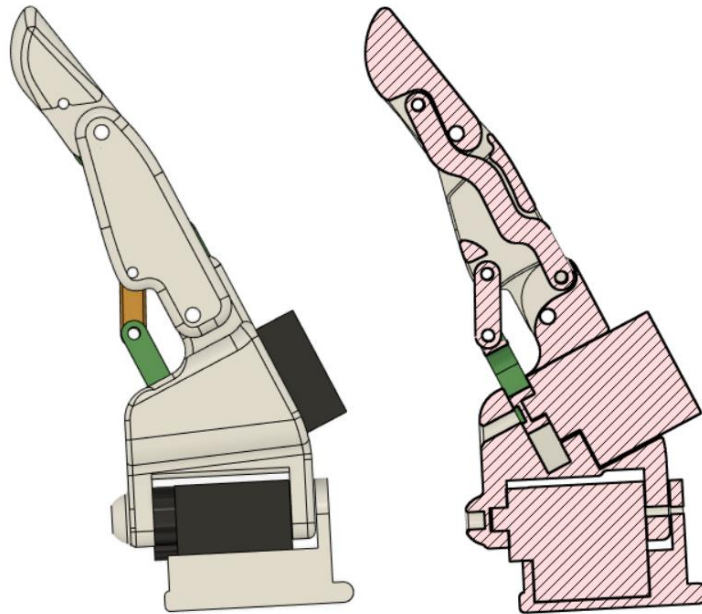


Рисунок 4.4 – Конструкція великого пальця

Представлений механічний вузол (рис. 4.5), не має в своєму складі електронних компонентів і розрахований на взаємодію з ним здорової руки. Серед його функцій є зміна кута нахилу руки на 90° , в обидва боки по 45° , та обертання на 360° . У першому випадку необхідно натиснути на кнопку фіксації (1), тим самим вивільнивши механізм блокування, після чого змінити кут нахилу на потрібний і відпустити кнопку для фіксації в цьому положенні. За необхідності зміни кута обертання протезу, необхідно лише прикласти достатнє зусилля для деформації пружного фіксатора (5), який утримує два фісуючих пальці (4) в заглибленнях. Рухається тільки верхня частина вузла (2), нижня (3) залишається статичною і слугує для з'єднання протезу з культеприймачем.

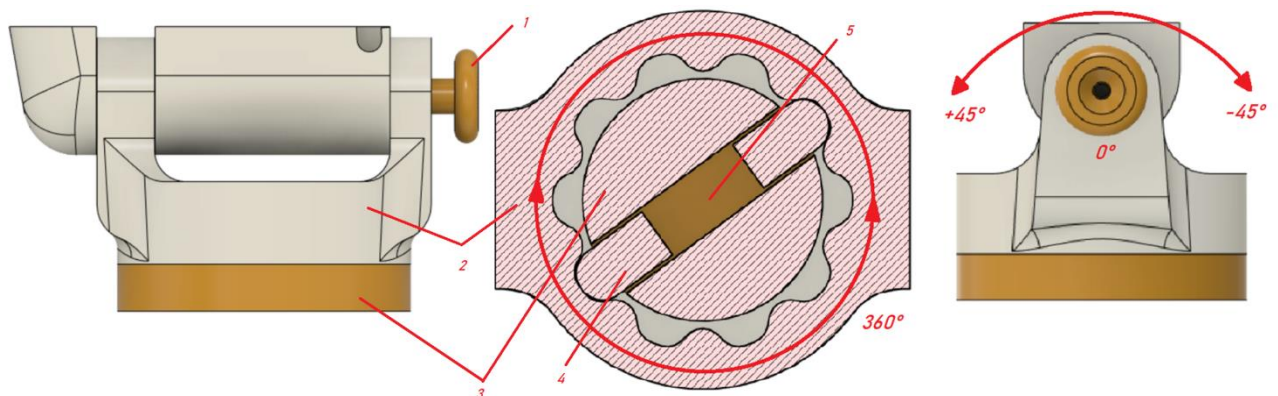


Рисунок 4.5 – Механізм обертання зап'ястя

5 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРИСТРОЮ

5.1 Синтез основних програмних компонентів

Механічна та електронна складова системи розроблені, тож залишається синтезувати основні складові блоки програмного забезпечення, та реалізувати програму її керування. Робота буде проведена в Arduino IDE, оскільки це середовище програмування підтримує наш мікроконтролер і має велику кількість бібліотек для роботи з обв'язкою МК.

Як було відзначено раніше, система також матиме можливість керування з мобільного додатка. Для простоти реалізації даного функціоналу було вирішено скористатися спеціальним додатком - конструктором, який створений саме для роботи з мікроконтролерами сімейства ESP. Vlynk був розроблений для Інтернету речей. Його функціонал включає контроль апаратного забезпечення віддалено, відображення даних датчиків, збереження даних та їх подальша візуалізація

У платформі є три основні компоненти:

- Vlynk App - дозволяє створювати інтерфейс користувача для проекту за допомогою віджетів.
- Vlynk Server - відповідальний за всі комунікації між смартфоном і апаратним забезпеченням. Серед особливостей є те, що можна скористатись хмарою Vlynk або запустити свій приватний Vlynk server локально.
- Vlynk Libraries – це бібліотеки для всіх популярних апаратних платформ, які спрощують програмування.

Перед тим як розпочати визначимо основні функціональні блоки. Першочергово потрібно розробити блок керування сервоприводами та обробки інформації, яка надходить від їхнього зворотнього зв'язку. Необхідно також розглянути методику роботи з міосенсором AD8232, та досягти її стабільного

					ЕліТ 8.171.00.10.526 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		77

спрацювання при м'язовому скороченні. Далі потрібно налаштувати стабільний зв'язок компонентів всієї системи за допомогою додатку Blynk.

Скетч	Коментар
<pre> #define BLYNK_PRINT Serial #include <ESP8266WiFi.h> #include <BlynkSimpleEsp8266.h> #include <Servo.h> Servo servo1; Servo servo2; Servo servo3; Servo servo4; Servo servo5; Servo servo6; int s0 = 16; int s1 = 14; int s2 = 12; int s3 = 13; int SIG = A0; int voltage1 = 0; int voltage2 = 0; int vSwitch1 = 15; int vSwitch2 = 2; int CurrentValue; int AngleValue; char auth[] = "token"; char ssid[] = "ssid"; char pass[] = "password"; </pre>	<p>Для роботи з ESP8266 та Blynk потрібно підключити відповідні бібліотеки.</p> <p>Після того як бібліотеки підключені потрібно вказати змінні що використовуються та визначити піни до яких підключена периферія пристрою.</p> <p>Для підключення до додатку Blynk потрібно вказати спеціальний адрес аутентифікації, так званий токен, який надається при створенні нового робочого полотна. Потім назву Wi-Fi мережі до якої буде під'єднуватись мікроконтролер та її пароль при наявності.</p>
<pre> void setup() { Serial.begin(9600); Blynk.begin(auth, ssid, pass); } </pre>	<p>Далі потрібно передати інформацію про бібліотеці</p>

```

servo1.attach(10);
servo2.attach(9);
servo3.attach(1);
servo4.attach(5);
servo5.attach(4);
servo6.attach(0);

pinMode(s0, OUTPUT);
pinMode(s1, OUTPUT);
pinMode(s2, OUTPUT);
pinMode(s3, OUTPUT);

pinMode(vSwitch1, OUTPUT);
pinMode(vSwitch2, OUTPUT);

servo1.write(180);
servo2.write(180);
servo3.write(180);
servo4.write(180);
servo5.write(180);
servo6.write(180);
}

```

BlynkSimpleEsp8266.h командаю Blynk.begin(auth, ssid, pass) для подальшого підключення.

Призначаємо сигнальні виходи для сервоприводів, входи керування мультиплексором та перемикачів живлення.

Після чого відводимо пальці в відкрите положення сигналізуючи про готовність протезу працювати.

```

void loop() {
  Blynk.run();
  int voltage1 = (readMux(12) *
4.2) / 1023;
  int voltage2 = (readMux(13) *
4.2) / 1023;
  Blynk.virtualWrite(V8,
voltage1);
  Blynk.virtualWrite(V9,
voltage2);

  if (voltage1 >= 3.8) {
    digitalWrite(vSwitch1,
HIGH);

```

Ініціалізуємо бібліотеку Blynk.

В цьому блоці реалізовано механізм моніторингу напруги на акумуляторах, та переключення між ними.

Таким чином змінні voltage1 та voltage2 приймають точне значення напруги, і у випадку коли напруга падає до 3.8 вольт відбувається переключення подачею керуючого сигналу на

```

    digitalWrite(vSwitch2,
HIGH);
    delay(10);
    digitalWrite(vSwitch2, LOW);
} else if (voltage2 >= 3.8 &&
voltage1 <= 3.8) {
    digitalWrite(vSwitch2,
HIGH);
    digitalWrite(vSwitch1,
HIGH);
    delay(10);
    digitalWrite(vSwitch1, LOW);
} else {
    digitalWrite(vSwitch2, LOW);
    digitalWrite(vSwitch1, LOW);
}
}

```

виходах vSwitch1 та vSwitch2.

У випадку коли обидва акумулятори розряджені мікроконтролер подає низький рівень на виходи тим самим відключаючи живлення всієї системи, задля запобігання пере розряду батарей, що в подальшому може призвести до їхнього виходу з ладу.

```

int readMux(int channel) {
    int controlPin[] = { s0, s1,
s2, s3 };
    int muxChannel[16][4] = {
        { 0, 0, 0, 0 },
        { 1, 0, 0, 0 },
        { 0, 1, 0, 0 },
        { 1, 1, 0, 0 },
        { 0, 0, 1, 0 },
        { 1, 0, 1, 0 },
        { 0, 1, 1, 0 },
        { 1, 1, 1, 0 },
        { 0, 0, 0, 1 },
        { 1, 0, 0, 1 },
        { 0, 1, 0, 1 },
        { 1, 1, 0, 1 },
        { 0, 0, 1, 1 },
        { 1, 0, 1, 1 },
        { 0, 1, 1, 1 },
        { 1, 1, 1, 1 }
    }
}

```

Для роботи з мультиплексором CD74HC4067, була створена функція readMux, що на свій вхід отримує номер каналу, значення на якому потрібно отримати, і повертає відповідне значення яке було отримане до виходу мультиплексора SIG.

Даний підхід дозволив скоротити кількість рядків коду і підвищити його зрозумілість.


```

};
for (int i = 0; i < 4; i++) {
    digitalWrite(controlPin[i],
muxChannel[channel][i]);
}
int val = analogRead(SIG);
return val;
}

```

```

BLYNK_WRITE(V1) {
servo1.write(param.asInt());
CurrentValue = readMux(0);
if (CurrentValue >= 210) {
    AngleValue = readMux(1);
    servo1.write(AngleValue);
}
delay(10);
}

```

```

BLYNK_WRITE(V7) {
for (int i = 0; i < 15; i + 2)
{

```

Для керування сервоприводами за допомогою мобільного додатку, бібліотека Blynk має власні функції, BLYNK_WRITE() одна з них. Вона дозволяє передати дані з додатку до мікроконтролера, в нашому випадку - це кут обертання валу сервоприводу.

Для визначення захоплення пальцем об'єкту та запобігання його перевантаження, під час його руху мікроконтролер вимірює поточний струм. У випадку коли струм становить більше ніж 210 мА, МК визначає на якому куту вал сервопривода зупинився, і встановлює його, тим самим відмінюючи команду надасліну з телефону.

У випадку керування за допомогою міосенсора, всі

```

    CurrentValue = readMux(i);
}
while (CurrentValue < 210) {
    if (param.asInt() >= 0) {
        servo1.write(0);
        servo2.write(0);
        servo3.write(0);
        servo4.write(0);
        servo5.write(0);
        servo6.write(0);
    } else if (param.asInt() <=
0) {
        servo1.write(180);
        servo2.write(180);
        servo3.write(180);
        servo4.write(180);
        servo5.write(180);
        servo6.write(180);
    }
}
if (CurrentValue > 210) {
    delay(50);
    servo1.detach();
    servo2.detach();
    servo3.detach();
    servo4.detach();
    servo5.detach();
    servo6.detach();
}
}

```

сервоприводи керуються одним сигналом оскільки виокремити достатню кількість унікальних сигналів для кожного пальця окремо не є можливим за використання обраного датчика. Таким чином, ми маємо два рухи, повне згинання та розгинання пальців. Що достатньо для ефективного захоплення більшості об'єктів.

Контроль перевантаження тепер керує всіма сервоприводами та контролює силу навантаження на них, тож у випадку перенавантаження він вимкне відповідний привід.

```

int rawSignal = analogRead(A0);
if (rawSignal >= 500 &&
rawSignal <= -500) {
    decSignal = 0;
} else if (rawSignal >= 500) {

```

При отриманні сигналів від датчика м'язових скрочень AD8232 було виокремлено два сигнали, які мають дзеркально протилежну

```

    decSignal = 1;
} else if (rawSignal <= -500)
{
    decSignal = -1;
}
delay(5);
Blynk.virtualWrite(V7,
decSignal);

```

форму. У першому випадку сигнал сягає значення більше 500 одиниць, в іншому низче ніж 500, що дозволяє з легкістю відокремлювати їх, саме тому вони будуть використані.

При сигналі більше 500 одиниць змінна decSignal приймає значення 1. За сигналу низче ніж 500 decSignal прирівнюється до -1. Коли схожих сигналів не надходить змінна приймає значення 0.

Таким чином, було розглянуто всі основні блоки програмної реалізації системи, використовуючи які можна створити програмне забезпечення для пристроїв що входять до складу системи.

4.2 Програмна реалізація алгоритму роботи пристрою

Програма керування повністю базується на описаних вище блоках і не потребує подальшого пояснення. Однак слід описати саму взаємодію компонентів системи. Оскільки від обраного методу вирішення даного завдання буде залежати зальний принцип роботи системи.

Кожен компонент є самостійною одиницею і здатний створювати свою Wi-Fi мережу. Однак центральним вузлом системи став саме смартфон з встановленим на нього додатком. Для під'єднання всіх компонентів в одну мережу користувачу потрібно створити Hot-Spot точку доступу на своєму телефоні. Дане рішення було прийняте для підвищення рівня зручності при використанні, оскільки даний підхід не обмежує користувача у під'єднанні до

інших мереж з доступом до інтернету і в той же час зберігає роботоспроможність системи при повній відсутності з'єднання з глобальною мережею.

4.2.1. Програма керування біонічного протезу кисті руки

```
#define BLYNK_PRINT Serial
#include <ESP8266WiFi.h>
#include
<BlynkSimpleEsp8266.h>
#include <Servo.h>

Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;
Servo servo4;
Servo servo5;
Servo servo6;

int s0 = 16;
int s1 = 14;
int s2 = 12;
int s3 = 13;
int SIG = A0;

int voltage1 = 0;
int voltage2 = 0;
int vSwitch1 = 15;
int vSwitch2 = 2;

int CurrentValue;
int AngleValue;

char auth[] = "token";
char ssid[] = "ssid";
char pass[] = "password";

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Blynk.begin(auth, ssid,
pass);
  servo1.attach(10);
  servo2.attach(9);
  servo3.attach(1);
  servo4.attach(5);
  servo5.attach(4);
  servo6.attach(0);

  pinMode(s0, OUTPUT);
  pinMode(s1, OUTPUT);
  pinMode(s2, OUTPUT);
  pinMode(s3, OUTPUT);

  pinMode(vSwitch1, OUTPUT);
  pinMode(vSwitch2, OUTPUT);

  servo1.write(180);
  servo2.write(180);
  servo3.write(180);
  servo4.write(180);
  servo5.write(180);
  servo6.write(180);
}

void loop() {
  Blynk.run();
}
```

```

    int voltage1 = { 0, 1, 0, 0 },
(readMux(12) * 4.2) / 1023; { 1, 1, 0, 0 },
    int voltage2 = { 0, 0, 1, 0 },
(readMux(13) * 4.2) / 1023; { 1, 0, 1, 0 },
    Blynk.virtualWrite(V8, { 0, 1, 1, 0 },
voltage1); { 1, 1, 1, 0 },
    Blynk.virtualWrite(V9, { 0, 0, 0, 1 },
voltage2); { 1, 0, 0, 1 },
{ 0, 1, 0, 1 },
{ 1, 1, 0, 1 },
    if (voltage1 >= 3.8) { { 0, 0, 1, 1 },
        digitalWrite(vSwitch1, { 1, 0, 1, 1 },
HIGH); { 0, 1, 1, 1 },
        digitalWrite(vSwitch2, { 1, 1, 1, 1 }
HIGH);
        delay(10);
        digitalWrite(vSwitch2,
LOW);
    } else if (voltage2 >= 3.8
&& voltage1 <= 3.8) {
        digitalWrite(vSwitch2,
HIGH);
        digitalWrite(vSwitch1,
HIGH);
        delay(10);
        digitalWrite(vSwitch1,
LOW);
    } else {
        digitalWrite(vSwitch2,
LOW);
        digitalWrite(vSwitch1,
LOW);
    }
}
int readMux(int channel) {
    int controlPin[] = { s0,
s1, s2, s3 };
    int muxChannel[16][4] = {
        { 0, 0, 0, 0 },
        { 1, 0, 0, 0 },
        };
    for (int i = 0; i < 4;
i++) {
        digitalWrite(controlPin[i],
muxChannel[channel][i]);
        int val = analogRead(SIG);
        return val;
    }
}
BLYNK_WRITE(V1) {
    servo1.write(param.asInt());
    ;
    CurrentValue = readMux(0);
    if (CurrentValue >= 210) {
        AngleValue = readMux(1);
        servo1.write(AngleValue);
    }
    delay(10);
}
BLYNK_WRITE(V2) {
    servo2.write(param.asInt());
    ;
}

```

```

    CurrentValue = readMux(2);
    if (CurrentValue >= 210) {
        AngleValue = readMux(3);
        servo2.write(AngleValue);
    }
    delay(10);
}

BLYNK_WRITE(V3) {
    servo3.write(param.asInt());
;
    CurrentValue = readMux(4);
    if (CurrentValue >= 210) {
        AngleValue = readMux(5);
        servo3.write(AngleValue);
    }
    delay(10);
}

BLYNK_WRITE(V4) {
    servo4.write(param.asInt());
;
    CurrentValue = readMux(6);
    if (CurrentValue >= 210) {
        AngleValue = readMux(7);
        servo4.write(AngleValue);
    }
    delay(10);
}

BLYNK_WRITE(V5) {
    servo5.write(param.asInt());
;
    CurrentValue = readMux(8);
    if (CurrentValue >= 210) {
        AngleValue = readMux(9);
        servo5.write(AngleValue);
    }
    delay(10);
}

}

BLYNK_WRITE(V6) {
    servo6.write(param.asInt());
;
    CurrentValue =
readMux(10);
    if (CurrentValue >= 210) {
        AngleValue =
readMux(11);
        servo6.write(AngleValue);
    }
    delay(10);
}

BLYNK_WRITE(V7) {
    for (int i = 0; i < 15; i
+ 2) {
        CurrentValue =
readMux(i);
    }
    while (CurrentValue < 210)
{
        if (param.asInt() >= 0)
{
            servo1.write(0);
            servo2.write(0);
            servo3.write(0);
            servo4.write(0);
            servo5.write(0);
            servo6.write(0);
        } else if (param.asInt()
<= 0) {
            servo1.write(180);
            servo2.write(180);
            servo3.write(180);
            servo4.write(180);
            servo5.write(180);
            servo6.write(180);
        }
    }
}

```

```

    }
  }
  if (CurrentValue > 210) {
    delay(50);
    servo1.detach();
    servo2.detach();
    servo3.detach();
    servo4.detach();
    servo5.detach();
    servo6.detach();
  }

```

4.2.2. Програмне забезпечення Wi-Fi міосенсору

```

#define BLYNK_PRINT Serial

#include <ESP8266WiFi.h>
#include <BlynkSimpleEsp8266.h>

int rawSignal;
int decSignal;

char auth[] = "token";
char ssid[] = "ssid";
char pass[] = "password";

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);
  pinMode(14, INPUT);
  pinMode(12, INPUT);
}

void loop() {
  Blynk.run();
  int rawSignal = analogRead(A0);
  if (rawSignal >= 500 && rawSignal <= -500) {
    decSignal = 0;
  } else if (rawSignal >= 500) {

```

					ЕліТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		87

```

    decSignal = 1;
} else if (rawSignal <= -500) {
    decSignal = -1;
}
delay(5);
Blynk.virtualWrite(V7, decSignal);
}

```

4.3 Результати тестування пристрою



Рисунок 4.1 – Зображення готового прототипу

Описана система була створена відповідно до даної пояснювальної записки і відповідає поставленій задачі проектування. Деталі корпусу та механізму були спроектовані в середовищі системи автоматизованого проектування Fusion 360, після чого були надруковані на 3Д принтері з ABS пластику, що дозволило значно зменшити вагу кінцевого виробу, яка склала 430 грам. Використання силікону для поверхні пальців збільшило надійність хвату та дозволило реалізувати керування сенсорних дисплеїв за допомогою протезу.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		88

Механізм зап'ястя значно збільшив рухливість біонічного протезу та розширив його область застосування, що добре вплинуло на зручність використання пристрою. Система з двома акумуляторами дозволила не тільки дати додатковий час у разі розряду основного акумулятора але і надала додаткову можливість використання протезу у випадку коли культеприймач не має достатнього розміру для того, щоб в нього вмістити акумулятор. В такому випадку завдання живлення системи переходить повністю на резервну батарею, яку за необхідності можна збільшити для продовження автономного часу роботи.

Як було спрогнозовано завдяки енергоефективним компонентам вдалося отримати достатньо низьке споживання всієї системи, що значного подовжило час автономної роботи. Під час тестування було проведено низку вимірів споживаної потужності за різних режимів роботи, результати цих вимірів показані в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – результати замірів струму при різних режимах роботи

В стані спокою без прийому та передачі даних по Wi-Fi	32 мА
В стані спокою з активною передачею мережею Wi-Fi	108 мА
При роботі одного окремого пальця	218 мА
Всі пальці вільно рухаються	750 мА
Всі пальці були зупинені об'єктом	1340 мА

Загальна кількість друкованих деталей склала 48 штук. Були проведено тестування на витривалість пальців, таким чином визначено, що конструктивно пальці здатні витримати необхідні навантаження в 63 Н. Максимальні розміри для розробленого протезу руки з витягнутими пальцями складають, довжина з механізмом зап'ястя 230 мм, без 215 мм, ширина 170 мм і товщина 39 мм. Дані параметри і відповідний напрямок проектування дозволили приблизити протез до вигляду звичайної людської руки.

6 ТЕХНІКО – ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

6.1 Розрахунок економічного ефекту проектованої системи

6.1.1 Розрахунок повної собівартості розроблюваної системи

Собівартість пристрою - це виражені в грошовій формі поточні витрати підприємства на його виробництво і збут. В свою чергу витрати на виробництво утворюють виробничу собівартість, а витрати на виробництво і збут - повну собівартість.

Витрати, пов'язані з виробництвом і збутом розроблювального пристрою групуються за такими статтями:

- Основна заробітна плата;
- Додаткова заробітна плата;
- Відрахування від заробітної плати;
- Матеріали і комплектуючі;
- Оренда машинного часу або РСЕО;
- Виробничі витрати;
- Адміністративні витрати;
- Позавиробничі (комерційні витрати).

1) Матеріали та комплектуючі виробу.

Розглядаються виходячи з відомостей на матеріали, сировину, комплектуючі, кооперацію, яка припадає на одиницю випуску. Згруповані однорідні електричні компоненти розроблювального пристрою представлені в Табл. 6.1 дає перлік електричних компонентів, які були використані при розробці системи, та їх вартість, витрати на сировину і матеріали представлені в табл. 6.2. Ціни на комплектуючі взяті з найбільших інтернет-магазинів України:

- «Kosmodrom» <http://www.kosmodrom.com.ua> станом на 01.12.2022.
- «Arduino.ua» - <https://arduino.ua/> станом на 01.12.2022.
- «Monofilament» - <https://monofilament.com.ua/ua/> станом на 01.12.2022.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		90

Таблиця 6.1 – комплектуючі, що припадають на одиницю випуску

Найменування	Кількість, шт.	Ціна за одиницю, грн.
ESP8266	2	112
AD8232	1	366
MG90S	6	117
CD74HC4067	1	33
AMS1117	3	10
TP4056	3	10
DW01A	3	3
MT3608	3	12
CH340G	2	28
Li-Po 1200mAh, 3.7V	2	152
Li-Ion Samsung INR18650-29E 3000mAh	3	218
Резистори, конденсатори, транзистори	-	120
Дроти	-	50
		Всього: 2614

З урахуванням транспортно-заготівельних витрат (кт.з. = 10-20%) вартість комплектуючих і матеріалів становить:

$$KM = \frac{(K+M) \cdot (100+k_{т.п})}{100} = \frac{(2614+240) \cdot (100+15)}{100} = 3033.7(\text{грн}) \quad (6.1)$$

Окрім основних компонентів потрібно враховувати витратні матеріали та сировину для виготовлення корпусних деталей.

Таблиця 6.2 – витрати на сировину і матеріали

Матеріал, сировина	Норма витрат, кг.	Ціна за одиницю, грн/кг.	Вартість, грн.
Припой LC60- 0.38/0.25	0.04	2220	8.8
Флюс NC-559-asm flute	0.01	11066	11
Силікон двокомпонентний SK-760	0.1	400	40
ABS філамент	0.4	453	181.2
Всього:			240

2) Витрати на основну заробітну плату.

Роботи з розробки пристрою ведуться відразу в 4 областях: апаратній, програмній, механічній та медичній. Для реалізації пристрою необхідні інженер – електронщик, програміст, 3Д-моделлер та спеціаліст з протезування та реабілітації. В обов’язки цих фахівців буде входити розробка електричних вузлів, друкованих плат, вибір електронних компонентів, написання програмного забезпечення системи, створення конструкторської документації та написанні документації по встановленні протезів, реабілітації пацієнтів та подальшому використанні системи.

Витрати на основну заробітну плату розраховуються, використовуючи наступне співвідношення:

$$Z_0 = \sum_{i=1}^n T_{ci} * H_{ci} \quad (6.2)$$

де T_{ci} - середня годинна тарифна ставка 1 робочого задіяного у виробництві продукту (грн. / год);

H_{ci} - витрачений працівником час на виготовлення і налагодження приладу (годин.);

n - кількість працівників задіяних у виробництві.

Основна заробітна плата для кожного працівника розраховується індивідуально. При восьмигодинному робочому дні, термін роботи для інженера 1 міс. = 21 р.д. = 168 годин. Орієнтовна середньочасова трудова ставка становить:

$$T_{z_i} = \frac{T_{m_i}}{B_{\phi_i} * 8} \quad (6.3)$$

T_{m_i} - місячна заробітна плата фахівця (грн.);

B_{ϕ_i} - фактично відпрацьований час за розрахунковий період (місяць), днів (змін);

8 - кількість відпрацьованих годин за зміну.

$$T_{z_i} = \frac{T_{m_i}}{B_{\phi_i} * 8} = \frac{15000}{21 * 8} = 89 \text{ (грн/год)}. \quad (6.4)$$

$$Z_0 = \sum_{i=1}^n T_{z_i} * H_{ч_i} = 89 * 8 = 712 \text{ (грн)}. \quad (6.5)$$

3) Додаткова заробітна плата.

Складає в середньому 10 ÷ 30% від основної заробітної плати. До неї відносяться премії, заохочення, позаурочні, святкові.

$$Z_d = Z_0 \frac{K_d}{100} \quad (6.6)$$

де K_d - відсоток додаткової заробітної плати.

$$Z_d = Z_0 \frac{K_d}{100} = 712 \frac{10}{100} = 71.2 \text{ (грн)}. \quad (6.7)$$

4) Відрахування від заробітної плати.

До таких відрахувань відносяться: відрахування в пенсійний фонд - 33,2%, соціальне страхування - 2,9%, фонд зайнятості (безробіття) - 1,9%, нещасні випадки на виробництві - 0,5 - 1,0. Загалом, відрахування від заробітної плати становлять 38,52%.

$$B_{соц} = (Z_0 + Z_d) * \frac{38.52}{100} = (712 + 71,2) * \frac{38.52}{100} = 301,7 \text{ (грн)}. \quad (6.8)$$

5) Витрати на утримання і експлуатацію обладнання.

Оскільки робоче виробниче обладнання знаходиться на балансі підприємства, витрати на утримання та експлуатацію устаткування (ВУЕУ) = заробітна плата · % ВУЕУ (приймаємо % ВУЕУ = 120-150%), тобто маємо: 712 · 1,2 = 854.4 (грн).

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		93

6) Загальновиробничі витрати.

Являють собою витрати, пов'язані з управлінням підрозділу, витрати на службові відрядження працівників цеху (підрозділу), амортизаційні відрахування від вартості основних фондів загальноцехового призначення і т. д.

Визначаються в розмірі 130-250% від основної заробітної плати: $712 \cdot 1,5 = 1068$ (грн.).

Сума статей 1.1 - 1.6 являє виробничу собівартість приладу (установки).

Маємо: $3033,7 + 712 + 71,2 + 301,7 + 854,4 + 1068 = 6041$.

7) Адміністративні витрати.

Можуть містити в собі:

- Витрати, пов'язані з управлінням підприємства;
- Витрати на службові відрядження адміністрації підприємства;
- Витрати на пожежну і сторожову охорону;
- Витрати, пов'язані з підготовкою (навчанням) і перепідготовкою кадрів;
- Витрати на перевезення працівників до місця роботи і назад;
- Витрати на оплату відсотків за фінансові кредити, а також відсотків за товарні і комерційні кредити; витрати, пов'язані з оплатою відсотків за користування матеріальними цінностями, взятими в оренду (лізинг);
- Витрати, пов'язані з оплатою послуг комерційних банків та інших кредитно-фінансових установ;
- Податкові відрахування.

Визначаються в розмірі 140-200% відсотків від основної заробітної плати.

Оціночно адміністративні витрати складуть 160% від 30 – 1139.2 грн.

8) Витрати на збут.

Включають витрати на рекламу і на підготовку приладу перед реалізацією. Орієнтовно ці витрати визначаються в розмірі 5-10% від виробничої собівартості. Оціночно витрати на збут складуть 1000 грн. Сума статей 1.1-1.8 виявляє повну собівартість приладу:

$6041 + 1139.2 + 1000 = 8180.2$ (грн.).

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		94

Таблиця 4.3 - Калькуляція собівартості приладу

Назва	Ціна, грн
1. Матеріали і комплектуючі виробу	2614
2. Витрати на сировину і матеріали	240
3. Витрати на основну заробітну плату	712
4. Додаткова заробітна плата	71.2
5. Відрахування від заробітної плати	301.7
6. Витрати на утримання і експлуатацію устаткування	854.4
7. Загальновиробничі витрати	1068
Виробнича собівартість	6041
8. Адміністративні витрати	1139.2
9. Витрати на збут	1000
Повна собівартість приладу	8180.2

6.1.2 Визначення ціни приладу

1) Розрахунок оптової ціни приладу.

У ринковій економіці існують різні методи ціноутворення: собівартість плюс прибуток, забезпечення фіксованого обсягу прибутку, в залежності від рівня попиту і т. п. Розрахунок оптової ціни приладу проводиться за схемою «собівартість плюс прибуток». Відповідно до даної методики оптова ціна виробу визначається як:

$$C_{opt} = C + P \quad (6.9)$$

де С - повна собівартість приладу;

Р - розмір прибутку.

Прибуток визначається виходячи з нормативу (показника) рентабельності виробництва продукції встановленого підприємством:

$$R = \frac{P}{C} * 100\% \quad (6.10)$$

де R - рентабельність продукції (продукту), приймається в розмірі 35%.

Тоді оптова ціна визначається:

$$C_{opt} = C + \frac{R \cdot C}{100} = 8180,2 + \frac{0,35 \cdot 8180,2}{100} = 8208,8 \text{ (грн)} \quad (6.11)$$

2) Відпускна ціна приладу.

Відпускна ціна приладу включає податок на додаткову вартість:

$$C_{відп.} = C_{opt.} \cdot 1,2 = 8208,8 \cdot 1,2 = 9850,6 \text{ (грн)} \quad (6.12)$$

де 20% - ПДВ.

Висновки:

Розрахована ціна системи свідчить про достатньо хорошу доступність описаного пристрою та підходу до його створення. Таким чином, можна говорити про конкурентно спроможність системи на ринку біонічних протезів, а простота у виготовленні за рахунок залучення сучасних технологій гарантує належний рівень потоку продукції для заохочення потреб серед цільової аудиторії.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
						96
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

Головним завданням яке було поставлене на самому початку роботи над електронною системою керування біонічним протезом кисті руки було створення, в першу чергу, доступного для кожного протеза. Який буде здатний конкурувати в області функціоналу та зручності користування, з надто дорогими промисловими зразками представленими на ринку біоніки. Використання загальнопоширених електронних компонентів вирішило проблему з пошуком джерел постачання та дозволило обирати між елементів різних цінових категорій.

Проектування почалося із загального огляду самої сфери біоніки та її історії ставлення як частини медицини та інженерії. Розглянуто основні характеристики доступних до покупки протезів, та виокремлено основні функції які вони здатні надати. На основі зібраної інформації було сформовано основні вимоги яким повинна підпорядковуватися система в своєму готовому вигляді. З урахуванням функцій та параметрів які потрібно було отримати, проведено вибір електронних компонентів та матеріалів які будуть використані при проектуванні.

На основі обраних електронних компонентів та необхідного функціоналу було складено алгоритм роботи, функціональну, структурну та принципову схему. Програмне забезпечення було написане в середовищі програмування, як одному з найпопулярніших та наповненіших середовищ для програмування мікроконтролерів.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		97

СПИСОК НАУКОВИХ ПУБЛІКАЦІЙ АВТОРА

1. Знаменщиков Я. В., Шкиря Ю.О., Довгополов А. Ю., Некрасов С. С. / Визначення кута нахилу приладу до горизонту з використанням вимірювальної системи на основі мікроелектромеханічного сенсора MPU6050 // Вісник Національного Технічного Університету "ХПІ". Серія: Нові рішення в сучасних технологіях. – 2020. – № 4(6). – С. 65-70 <https://doi.org/10.20998/2413-4295.2020.04.10>.

2. Шкиря Ю.О., Д'яченко О.В., Опанасюк А.С., Čerškus A. / Фотолюмінесцентні дослідження плівок $Zn_{1-x}Mg_xO$ нанесених спреї-піролізом // Фізика, електроніка, електротехніка (ФЕЕ: 2020). Матеріали та програма міжнародної науково-технічної конференції студентів та молодих вчених (Суми, 20–24 квітня 2020 року), Суми, Сумський державний університет 2020, С.111.

3. Єрмоменко Ю.С., Шкиря Ю.О., Опанасюк А.С. / Морфологія поверхні та раманівські спектри плівок $Zn_xCd_{1-x}S$ для використання в приладах геліоенергетики // Фізика, електроніка, електротехніка (ФЕЕ: 2020). Матеріали та програма міжнародної науково-технічної конференції студентів та молодих вчених (Суми, 20–24 квітня 2020 року), Суми, Сумський державний університет 2020, С.137.

4. Возний А.А., Хэгглюнд К., Шкиря Ю., Опанасюк А.С. / Ультратонкі сонячні елементи на основі плівок сульфідів олова // Фізика, електроніка, електротехніка (ФЕЕ: 2020). Матеріали та програма міжнародної науково-технічної конференції студентів та молодих вчених (Суми, 20–24 квітня 2020 року), Суми, Сумський державний університет 2020, С.138.

5. Знаменщиков Я.В., Шкиря Ю.О., Колесник М.М., Пшеничний Р.М., Опанасюк А.С. / Плівки напівпровідників та металів, одержані методом тривимірного друку, для пристроїв електроніки // Конференція молодих вчених з фізики напівпровідників «Лашкарівські читання – 2019» з міжнародною участю. 3–5 квітня 2019 р., Київ, Україна.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		98

6. **Шкиря Ю.О.**, Кахерський С.І., Рогоз В.М. Пшеничний Р.М., Опанасюк А.С. / Оптичні властивості наночастинок сполуки $Cu_2ZnSn(S_xSe_{1-x})_4$ з різним хімічним складом // 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.108-109.

7. Кахерський С.І., **Шкиря Ю.О.**, Зайцев Р.В., Пшеничний Р.М., Опанасюк А.С. / Оптичні властивості плівок NiO , виготовлених на основі відпалених при різних температурах наночастинок // 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.111.

8. **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.

9. **Shkyria Y**; Yermakov M., Pshenychnyi R.; Opanasyuk A. // Influence of Mg doping on structural characteristics and chemical composition of kesterite compound Cu_2ZnSnS_4 // Фізика, електроніка, електротехніка, ФЕЕ: 2022. Матеріали та програма міжнародної наукової конференції молодих вчених, Суми, 18–22 квітня 2022 р. С.75 (ФЕЕ: 2022).

10. Єрмаков М.С., Пшеничний Р.М., **Шкиря Ю.О.**, Опанасюк А.С. / Структурні та субструктурні характеристики плівок ZnO легованого індієм VII Всеукраїнська науково-практична конференція // «Перспективні напрямки сучасної електроніки, інформаційних і комп'ютерних систем» (MEICS-2022), Дніпро, 23-25 листопада 2022 року.

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		99

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Prosthesis [Electronic resource] Available at:
<https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis>
2. Сталеві кінцівки [Electronic resource] Available at:
<https://www.bbc.com/ukrainian/features-63004666>
3. Overview of limb prosthetics [Electronic resource] Available at:
<http://www.merckmanuals.com/home/special-subjects/limb-prosthetics/overview-of-limb-prosthetics>
4. Friedman, Lawrence (1978). The Psychological Rehabilitation of the Amputee. Springfield, IL.: Charles C. Thomas. [Electronic resource] Available at:
https://www.oandplibrary.org/op/pdf/1982_04_050.pdf
5. Boston Digital Arm [Electronic resource] Available at:
<https://www.thelondonprosthetics.com/prosthetic-solutions/upper-limb/bionics/boston-digital-arm/>
6. I-Limb Quantum [Electronic resource] Available at:
<https://ossur.com.ua/ru/project/i-limb-quantum/>
7. World Premiere of Muscle and Nerve Controlled Arm Prosthesis. [Electronic resource] Available at:
<https://www.sciencedaily.com/releases/2013/02/130222075730.htm>
8. Mind-controlled permanently-attached prosthetic arm could revolutionize prosthetics [Electronic resource] Available at: <https://newatlas.com/thought-controlled-prosthetic-arm/25216/>
9. Max Ortiz Catalan and his robotic arm. [Electronic resource] Available at:
<https://circuitcellar.com/insights/interviews/brain-control-an-interview-with-dr-max-ortiz-catalan/>

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк. 100
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

10. Li Guanglin, Kuiken Todd A (2008). "Modeling of Prosthetic Limb Rotation Control by Sensing Rotation of Residual Arm Bone". IEEE transactions on bio-medical engineering 55 (9): 2134–2142. doi:10.1109/tbme.2008.923914 [Electronic resource] Available at: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4493491>
11. Contreras-Vidal José L.; et al. (2012). "Restoration of Whole Body Movement: Toward a Noninvasive Brain-Machine Interface System". Ieee Pulse 3 (1): 34–37. doi:10.1109/mpul.2011.2175635 [Electronic resource] Available at: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6153109>
12. i-Limb® Quantum [Electronic resource] Available at: <https://ossur.com.ua/ru/project/i-limb-quantum/>
13. Bebionic. [Electronic resource] Available at: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>
14. Esper Bionics. [Electronic resource] Available at: <https://esperbionics.com/>
15. Open Bionics. [Electronic resource] Available at: <https://openbionics.com/>
16. ESP microcontroller family overview [Electronic resource] Available at: <https://svitla.com/blog/esp8266-vs-esp8285-vs-esp32>
17. ESP8266 [Electronic resource] Available at: <https://en.wikipedia.org/wiki/ESP8266>
18. Overview of ESP32 features [Electronic resource] Available at: https://www.exploreembedded.com/wiki/Overview_of_ESP32_features._What_do_they_practically_mean%3F
19. ESP32 [Electronic resource] Available at: <https://en.wikipedia.org/wiki/ESP32>

20. AVR microcontrollers [Electronic resource] Available at: https://en.wikipedia.org/wiki/AVR_microcontrollers
21. STM32 32-розрядні мікроконтролери Arm Cortex [Electronic resource] Available at: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
22. STM32 [Electronic resource] Available at: <https://en.wikipedia.org/wiki/STM32>
23. Technical Features and Functionalities of Myo Armband: An Overview on Related Literature and Advanced Applications of Myoelectric Armbands Mainly Focused on Arm Prostheses //Paolo Visconti, Federico Gaetani, Giovanni Antonio Zappatore, Patrizio Primiceri [Electronic resource] Available at: https://www.researchgate.net/publication/324889539_Technical_Features_and_Functionalities_of_Myo_Armband_An_Overview_on_Related_Literature_and_Advanced_Applications_of_Myoelectric_Armbands_Mainly_Focused_on_Arm_Prostheses
24. MyoWare Muscle Sensor Kit [Electronic resource] Available at: <https://www.digikey.com/en/maker/projects/myoware-muscle-sensor-kit/39ecba5502ad4c59ad0f7eca25b6e338>
25. What is AD8232 ECG Sensor : Working and Its Applications [Electronic resource] Available at: <https://www.elprocus.com/ad8232-ecg-sensor-working-and-its-applications/>
26. Сервоприводи: пристрій, принцип роботи та основні види [Electronic resource] Available at: <http://wiki.amperka.ru/articles:servo>
27. Лінійні актуатори (приводи) [Electronic resource] Available at: <https://3d-diy.ru/wiki/arduino-mechanics/linejnye-aktuatory-privody/>

28. Лінійний актуатор міні RS-L8 6B 128N [Electronic resource] Available at:
<https://arduino.ua/prod4447-lineinii-aktyator-mini-rs-l8-6v-128n>
29. James Lipsey, Jon Sensinger Modular and lightweight myoelectric prosthesis components and related methods [Patent No.: US9839534B2] [Electronic resource] Available at:
<https://patents.google.com/patent/US9839534B2/en?q=US9839534B2>
30. Joseph Thomas Belter, Aaron Michael Dollar, Michael Leddy, Kevin Dale Gemmell Multi- Grasp prosthetic hand [Patent No.: US10219919B2] [Electronic resource] Available at:
<https://patents.google.com/patent/US10219919B2/en?q=US10219919B2>
31. Stephen LEE, Ann Arbor, Weihua LI, Milan RAJ, Roozbeh GHAFARI Ultra-thin wearable sensing device [Patent No.: US0338646A1] [Electronic resource] Available at:
<https://patents.google.com/patent/US20160338646A1/en?q=Ultra-thin+wearable+sensing+device&oq=Ultra-thin+wearable+sensing+device>
32. Pratik Kanani, Mamta Padole IoT based Eye Movement Guided Wheelchair driving control using AD8232 ECG Sensor [Patent No.: US2773878B1] [Electronic resource] Available at:
https://www.researchgate.net/publication/346006870_IoT_based_Eye_Movement_Guided_Wheelchair_driving_control_using_AD8232_ECG_Sensor
33. CD74HC4067, High-Speed CMOS Logic 16-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer [Electronic resource] Available at:
<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/27059/TI/CD74HC4067.html>
34. Bipolar Linear Regulator AMS1117 [Electronic resource] Available at:
https://datasheet.lcsc.com/szlcsc/2001081204_Shikues-AMS1117-1-2_C475600.pdf

35. Як заряджати літєві акумулятори [Electronic resource] Available at: <https://batts.pro/kak-zaryazhat-litievyye-akkumulyatoryi/>
36. Using the TP4056 [Electronic resource] Available at: <https://www.best-microcontroller-projects.com/tp4056.html>
37. 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

					ЕЛІТ 6.171.00.10.512 ПЗ	Арк.
Зм..	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		104