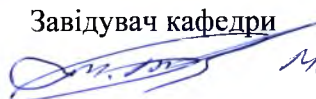


НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
КАФЕДРА ВИРОБНИЦТВА ПРИЛАДІВ

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 *М. Безугла*

«19» 06 2023р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані технології
виробництва приладів»

спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
на тему: «Конструкція автоматизованої системи протезу руки»

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-92

Шабалдас Віктор Іванович

Керівник:

Старший викладач, к.т.н,

Вонсевич Костянтин Петрович

Рецензент:

ст. викладач каф. КІОНС, к.т.н.
Олександр Салей

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

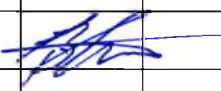
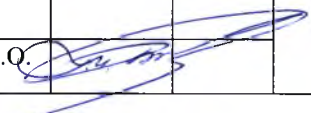
Студент (-ка) _____

Київ – 2023 рік

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	<i>век</i>
2	A4	ПБДП.ПБ9219.1720.01 ПЗ	Пояснювальна записка		<i>век</i>
3	A1	ПБДП.ПБ9219.1720.000 СК	Складальне креслення протезу руки	1	<i>век</i>
4	A1	ПБДП.ПБ9219.1720.002СХ	Технологічна схема складання	1	<i>век</i>
5	A3	ПБДП.ПБ9219.1720.003 СХ	Структурна схема складання	1	<i>век</i>
6	A3	ПБДП.ПБ9219.1720.004 СХ	Принципово - функціональна схема	1	<i>век</i>
7	A1	ПБДП.ПБ9219.1720.001 ЗК	Загальне креслення	1	<i>век</i>
8	A3	ПБДП.ПБ9219.1720.001.03	Деталювання Верхній тубус	1	<i>век</i>
9	A3	ПБДП.ПБ9219.1720.001.04	Деталювання Нижній тубус	1	<i>век</i>
10	A3	ПБДП.ПБ9219.1720.001.12	Деталювання Третя фаланга	1	<i>век</i>
11	A3	ПБДП.ПБ9219.1720.001.15	Деталювання Друга фаланга вказівний	1	<i>век</i>
12	A4	ПБДП.ПБ9219.1720.006	Класифікація протезів верхньої кінцівки	1	<i>век</i>

				ПБДП.ПБ9219.1720.01 ПЗ		
	ПІБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проєкту		
Розробн.	Шабалдас В.І.					
Керівн.	Вонсевич К.П.					
Консульт.						
Н/контр.						
Зав.каф.	Безуглий М.О.			КПІ ім. Ігоря Сікорського ПБФ,ПБ-92		
					Лист	Листів
					1	78

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Приладобудівний факультету
Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ

«03» березня 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Шабалдасу Віктору Івановичу

1. Тема проєкту «Конструкція автоматизованої системи протезу руки», керівник проєкту Вонсевич Костянтин Петрович, к.т.н, старший викладач, затверджені наказом по університету від «30» травня 2023 р. №2057-с
2. Термін подання студентом проєкту 05 червня 2023 року.
3. Вихідні дані до проєкту: вхідна напруга логічних елементів 5В, вхідна напруга електромеханічних компонентів 12В, PLA пластик, міографія, часткова ампутація руки.
4. Зміст пояснювальної записки : 1. Конструкторський розділ; 1.1. Анатомічні особливості структури м'язового апарату людини; 1.1.1. М'язи тіла людини. Особливості опорно-рухової системи; 1.1.2. Основи біомеханіки руху руки людини;

1.1.3. Ампутації верхніх кінцівок. Види ампутацій; 1.2. Основні методи побудови систем автоматизованого керування у протезах; 1.3. Класифікація протезів верхньої кінцівки; 1.4. Огляд засобів інтелектуальної власності; 1.5. Аналіз сучасних пристроїв для протезування руки людини; 1.6. Розробка загального вигляду Розробка загального вигляду конструкції автоматизованого протезу руки; 1.7. Розробка принципово-функціональної схеми; 1.7.1. Принцип роботи автоматизованої системи протезу руки; 1.8. Електрична схеми системи; 1.8.1. Розрахунок окремих електричних параметрів; 1.9. Обґрунтування вибору елементів конструкції; 1.10. Методика перевірки компонентів протезу; 2. Технологічний розподіл; 2.1. Аналіз технологічності конструкції протезу руки; 2.2. Розрахунок точності складальних робіт; 2.3. Розробка технологічного процесу складання; 2.3.1. Схема структурного складу; 2.3.2. Технологічна схема складання; 2.4. Висновки, Список використаних джерел, Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу : Класифікація протезів верхньої кінцівки; Загальний вигляд протезу; Функціональна схема; Електрична схема; Складальне креслення; Деталювання; ССС; ТСС.

6. Дата видачі завдання 03 березня 2023 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Огляд та аналіз літературних джерел	17.03.2023	вик
2	Розробка класифікації протезних кінцівок	23.03.2023	вик
3	Огляд методів і засобів інтелектуальної власності.	03.04.2023	вик
4	Аналіз сучасних технічних рішень.	10.04.2023	вик
5	Розробка функціональної схеми та вибір елементної бази системи	17.04.2023	вик
6	Розробка та розрахунок електричної схеми.	20.04.2023	вик
7	Розробка конструкції автоматизованої системи протезу	02.05.2023	вик
8	Розробка складального креслення та кресленника загального вигляду.	12.05.2023	вик
9	Розрахунок конструкції на технологічність, розробка ССС та ТСС.	16.05.2023	вик
10	Деталювання	24.05.2023	вик
11	Підготовка пояснювальної записки	26.05.2023	вик

Студент

Керівник



Віктор ШАБАЛДАС

Костянтин ВОНСЕВИЧ

АНОТАЦІЯ

В дипломному проекті розглянуто проблему відновлення втраченої або ампутованої кінцівки, шляхом проектування та розроблення протезу кінцівки, а саме руки з відновленням її косметичних та функціональних можливостей.

Даний проект поділено на два розділи, один з них це конструкторський розділ, та технологічний розділ. Де конструкторський розділ це огляд літератури та патентів для вирішення заданих завдань та розробки даного проекту, конструкторський розділ, де відбувається побудова схем протезу, його систем руху, роботи і так далі. Проект розміщений на 84 сторінках, і містить 33 рисунків, 3 таблиці, 18 формул, 1 додаток, 71 літературних джерел.

Наповнення конструкторського розділу це в першу чергу структура м'язового та рухового апарату людини, основи руху та методи ампутації верхніх кінцівок, для кращого розуміння схеми руху та функціоналу протезу. Наступні етапи це огляд побудов систем керування, та класифікація самих протезів, з оглядами патентів та інтелектуальної власності. Одним з важливих етапів буде аналіз сучасних пристроїв та після цього перехід до розробки загального вигляду конструкції автоматизованого протезу руки. Після чого вже ідуть етапи розробки електричних схем, систем руху, та перевірки компонентів протезу.

Наповненням технологічного розділу являється аналіз конструкції протезу з розрахунками технологічного процесу складання. Паралельно розробляються технологічний процес складання з розробками схем структурного складу та технологічного складання.

Ключові слова: протез, ампутація, м'язи, верхні кінцівки, функції кінцівки, система керування, кисть, пацієнт.

SUMMARY

The diploma project considered the problem of restoring a lost or amputated limb by designing and developing a limb prosthesis, namely a hand with the restoration of its cosmetic and functional capabilities.

This project is divided into two sections, one of them is a design section and a technological section. Where the design section is a review of the literature and patents for solving the given tasks and the development of this project, the design section is where the construction of prosthesis schemes, its movement systems, work, and so on takes place. The project is placed on 83 pages and contains 33 figures, 3 tables, 18 formulas, 1 appendix, and 71 literary sources.

The content of the design section is primarily the structure of the human muscular and motor apparatus, the basics of movement and methods of amputation of the upper limbs, for a better understanding of the movement scheme and functionality of the prosthesis. The next stages are a review of the construction of the control systems, and the classification of the prostheses themselves, with reviews of patents and intellectual property. One of the important stages will be the analysis of modern devices and, after that, the transition to the development of the general design of the automated hand prosthesis. After that, the stages of development of electrical circuits, motion systems, and verification of prosthesis components are already underway.

The filling of the technological section is an analysis of the design of the prosthesis with calculations of the technological assembly process. In parallel, the technological assembly process is being developed with the development of schemes of structural composition and technological assembly.

Key words: prosthesis, amputation, muscles, upper limbs, limb functions, control system, hand, patient.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

НМІ-система інтерфейсу розпізнавання

ЕІТ-електричний імпеданс томографії

ЕМГ-метод електроміографії

ІЕІ- інформаційно-інтелектуальна технологія

**Пояснювальна записка
до дипломного проекту
на тему: « Конструкція автоматизованої
системи протезу руки»**

Київ – 2023 року

Зміст

Вступ.....	10
1.Конструкторський розділ	11
1.1. Анатомічні особливості структури м'язового апарату людини.....	12
1.1.1. М'язи тіла людини. Особливості опорно-рухової системи.....	12
1.1.2. Основи біомеханіки руху руки людини	14
1.1.3. Ампутації верхніх кінцівок. Види ампутацій	16
1.2. Основні методи побудови систем автоматизованого керування у протезах	19
1.3. Класифікація протезів верхньої кінцівки	26
1.4. Огляд засобів інтелектуальної власності.....	29
1.5. Аналіз сучасних пристроїв.....	44
1.6. Розробка загального вигляду конструкції автоматизованого протезу руки .	47
1.7. Розробка принципово-функціональної схеми.....	48
1.7.1. Принцип роботи автоматизованої системи протезу руки	49
1.8. Електрична схема системи	50
1.8.1. Розрахунок окремих електричних параметрів	52
1.9. Обґрунтування вибору елементів конструкції.....	53
2. Технологічний розподіл	57
2.1. Аналіз технологічності конструкції протезу руки.....	58
2.2. Розрахунок точності складальних робіт	62
2.3. Розробка технологічного процесу складання.....	63
2.3.1. Схема структурного складу	63
2.3.2. Технологічна схема складання	64
ВИСНОВОК.....	66
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	67
Додаток А. ГРАФІЧНІ МАТЕРІАЛИ.....	74

Вступ

В наш час кількість людей з ампутаціями кінцівок збільшується не по дням а по годинам. Це пов'язано з війною яка триває вже більше року, кожного дня є певна кількість постраждалих, як не бійців на фронті так звичайних людей від обстрілу міст. Хоча на сьогодні вистачає пацієнтів з ампутаціями через відмороження, хвороби, не щасливі випадки і так далі.

Ампутація кінцівки людина, а саме однієї або навіть обох, є дуже тяжкою втратою як для самих нас так і для організму. В першу чергу ми втрачаємо частину себе, це дуже тяжко з психологічної точки зору для людини. Другою втратою, є втрата рухових і функціональних можливостей, коли особа з ампутацією руки вже не може виконати ту чи іншу задачу, яку виконував раніше. Не зважаючи при цьому на те через що людина пройшла.

Виходячи з цього, технології не стоять на місці і люди працюють над відновленням втрачених частин та їх функціоналу. Така ж ціль стоїть перед нами. Потрібно спроектувати максимально комфортний, косметично відповідний, функціональний, та не дорогий, протез який замінить втрачену кінцівку. При цьому максимальна кількість могла його використовувати та швидко пристосовуватись до протезу.

1.Конструкторський розділ

1.1. Анатомічні особливості структури м'язового апарату людини

1.1.1. М'язи тіла людини. Особливості опорно-рухової системи

М'язи виконують функції які регулюють нервові системи. І.М. Сеченов висвітлював: «...М'язи за своєю сутністю є двигуни нашого тіла, але самі по собі без поштовхів з нервової системи, вони діяти не можуть, тому поряд з м'язами в роботі завжди бере участь нервова система і бере участь на безліч ладів» [1].

Людина має опорно-руховий апарат який поділяють на дві основні частини: м'язова і кісткова опорно-рухова частина. Кісткова система являється пасивною системою, а м'язова система активною. Ці дві системи мають дуже тісний взаємозв'язок, і одночасно вони ростуть і функціонують разом. Опорну і захисну функцію організму виконує скелет, так само як і для деяких органів. Кісткову систему можна розглядати як важелі які рухають м'язи. Стіна із м'язів не являється дуже міцною системою і має можливість змінювати обсяги порожнин [2]. Допустимо череп виконує функцію захисту нашого мозку, одночасно група з грудної клітки та м'язів, які закріплені разом, роблять захисну функцію серця та легень.

Більша частина скелета є сильними важелями, за рахунок яких робота м'язової системи виконує різні рухи тіла. Допомога опорно-рухового апарату виконує одну із головних функцій нашого організму а саме руху. Виконання рухів нашого тіла, одночасно з рухами двох рук, являється обов'язковою умовою для правильного розвитку мозку, його функцій мислення і мовлення. [3].

Волокна м'язів тіла людини можна назвати тканиною як поділяється на дві типи: гладенька та поперечно посмугована. Поперечно посмуговану тканину м'язів можна поділити: скелетна та серцева. В стінках порожнистих внутрішніх органів деякі гладкі м'язи розташовані в кровоносних і лімфатичних судинах. Судини мимовільно скорочуються. Прикріплюючись до кісток системи скелетних м'язів, приводять в рух певні ділянки тіла. Особливі функції і своєрідну форму мають м'язи серця.

В організмі м'язи мають підрозділи, їх відрізняють по формі, довжині, напрямку волокон м'язів, функціям, та за розміщенням волокон вздовж суглобів [4].

М'яз має як форму так і розмір, і направлення м'язових волокон залежить від виду роботи які він повинен виконати. Розділяють декілька м'язових типів за їх формою, а саме м'язи короткі , довгі, та широкі. М'яз довгого типу зазвичай функціонує в місцях робити наших кінцівок. Ці м'язи тримають форму подібну до веретеноподібної. Із типу довгих м'язів, вони кріпляться починаючи з кількох голівок на деяких кістках або в різноманітних точках однієї кістки, після цього ці голівки поєднуються та на іншому закінченні його будови формують єдине сухожилля. Відносно даної величини голівок дані м'язи називатимуться двоголові, триголові та чотириголові[5].

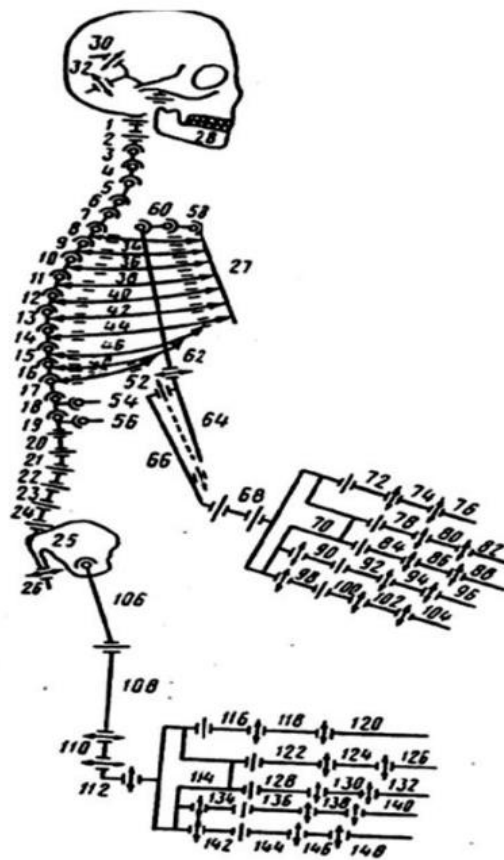


Рис. 1.1. Структурна схема опорно-рухового апарату людини [6]

Коли в механізмі роботи є незрозумілі механічні властивості м'язів то розглядають модель Хілла рис.1.1., де м'яз представлений у вигляді системи яка складається з декількох елементів: компонент пружний який являється паралельним і одночасно є механічним замісником якого є пружина; поршень з циліндром, який є символізуючим поперечно актино-міозиновим мостиком; послідовна пружня частина, яка моделює сухожилля та міофібрили рис. 1.1 [6].

1.1.2. Основи біомеханіки руху руки людини

Розділ біофізики а саме біомеханіка виконує вивчення деяких законів живих систем механізованого руху, де рухові можливості у людей та тварин є наука[7]. Скелет людини з оболочкою тіла можна уявляти системою жорстких сигментів, які з'єднуються суглобами у ланцюг, та має назву біомеханічна модель скелета. Ланки ланцюга мають таку назву з-за жорстких сегментів, зазвичай ланки розташовані по сусідству з'єднуються суглобами. Кінематичні ланцюги мають назву жорсткі ланки. Для огляду кінематичного звичайного ланцюга являється людська кінцівка, в нашому випадку рука. Ліктьовий, променезап'ястковий, плечовий, суглоб прикріплюються парою ланок: передпліччям та плечем[8]. Теорія руху базується на таких основних принципах:

1. Принцип структурності - всі рухи в системі взаємопов'язані, цей зв'язок забезпечує цілісність і досконалість рухів.

2. Принцип незміності - всі переміщення в руховій операції формують одне ціле.

3. Принцип цілеспрямованості - всі ми ставимо перед собою якусь ціль, виконуючи цілеспрямовані рухи ми керуємо її досягненням.

Біомеханічна система являється особливим інтересом для вивчення руху людини, яка є:

- об'єктом руху;
- механізмом для передачі зусиль;
- джерелом енергії;
- системою керування.

Спрощеною копію через яку вивчають закономірності рухових дій модель людського тіла називають біомеханічною системою. Виходячи з цього біомеханічні ланцюги є системою біомеханічного тіла людини. З'єднані рухомо частини тіла в більшості є утворенням біокінематичних ланцюгів. Викликаючи деформацію біоланок та деформацію їхнього руху, використовуються сили, тобто деяке навантаження. Біомеханічна система є структура з частин біокінематичних ланцюгів, де саме ці ланцюги є складовими частинами між багатьма рухомо

з'єднаними частинами тіла. Також викликають зміну рухів та деформацію, дані ланцюги при деякому навантаженні.

Деформація має кілька основних типів[9]:

- вигин;
- стискання;
- розтяг;
- зрушення.
- крутіння;

Н.Б. Сотський з помічниками робили огляд розроблення суглобового переміщення на трикомпонентній моделі м'яза для важелів із систем 1 і 2 класів рис.1.2[10].

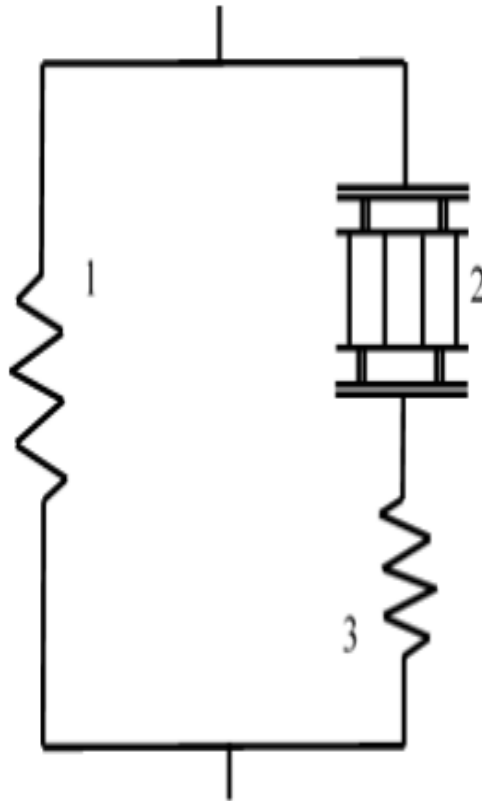


Рис.1.2. Трикомпонентна модель м'яза: 1) пружний паралельний компонент; 2) актинові та міозинові нитки; 3) пружний послідовний компонент[10].

Наприклад узявши плече за ланку моделі на рис.1.3. визнавши її закріпленою, отримуємо результат моменту сил відносно даної суглобової осі обертання, яка визначається прискоренням при русі іншого. [10].

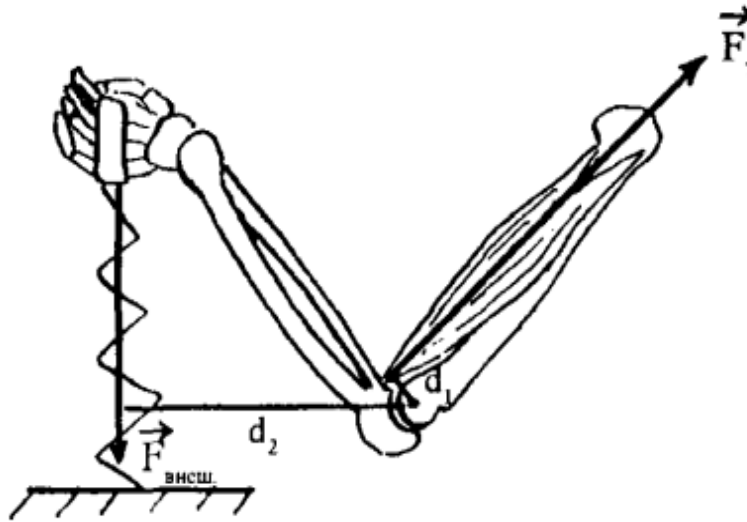


Рис.1.3.Основні сили, діючі в ході суглобового руху[10]

Все що вказано на рис.1.3 завжди формують напругу м'язів,що забезпечує рух суглоба(F_T), потім сили ззовні діють на ланку зі сторони тіл ззовні ($F_{зов}$), та зі сторони опорно-рухового апарату діє сила пасивного опору.Також рух м'язового волокна а саме м'язів-антагоністів в момент пасивного розтягу в відносному переміщенні є тертя в суглобі та силою в'язкості.Пасивний опір як сила в нашому випадку не розглядається оскільки м'язова тяга та їх сила, як правило, набагато більші.Варто вказати, те що пасивний опір сповільнює наше суглобове переміщення в деякій степені[10].

1.1.3. Ампутації верхніх кінцівок. Види ампутацій

Ампутація (від лат. amputatio) це видалення або відтинання хірургічним втручанням деякого органу, частини кінцівок або повністю і так далі. [11]. Розглядаючи Дорланда словник можна виділити, що дане значення це відтинання кінцівок або інших відростків, яке є частиною тіла [12]. Розглянувши літератури різних авторів можна зробити висновок, що значення слова ампутація полягає у відрізанні чи відтинанні та англійською мовою звучить як – “amputation” [13].

Ампутація периферичної частини руки навколо кістки у відстані між одним і другим суглобом, як показано на рис. 1.4. вважається як ампутація кінцівки. Екзартикуляція (від лат. exarticulatio) - периферичне видалення частини кінцівки у місці суглоба через суглоб.

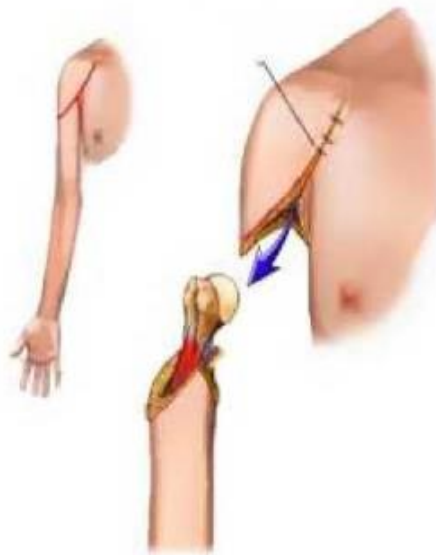


Рис.1.4. Екзартикуляція плечового суглоба [14].

П.А.Купріянов розділяв види ампутацій, які були отримані найчастіше під час воєнного часу та виходячи з їх діагнозів ділились на декілька груп. Зазвичай до появи інфекції та її розвитку відбуваються первинні ампутації за першими показаннями хворого у ранні терміни, тобто за період який не перевищує одну добу. Характеристика отриманої травми дає поняття пришвидшеної ампутації. Як показує статистика, найпоширеніші, ампутації, коли розмозженні кінцівки або стався травматологічний відрив кінцівки. Дані операційні дії передбачають не працюючі і не житєпридатними частинами тіла, точніше є причиною хірургічного втручання до рани[14].

Так звана вторинна ампутація чи ампутація з обов'язковим вторинним оглядом, відбувається вже при наявному інфекційному розвитку рани. Може відбутися такий випадок що на початку рана не мала причин для ампутації, а через деякий час розвивається запальний процес який тягне за собою причину ампутації. Також можливо що лікарі можуть очікувати моменту коли відбудеться запальний процес чи некроз через наявність сильно травмованих ран через відмороження, відривання, кульове поранення тощо. Такі ампутації виконуються в період 7 – 8 дня та можуть мати назву відстроченої ампутації[14].

Реампутація або повторна ампутація є причинами не усуненого основного захворювання та найчастіше - незадовільного результату проведеного неуспішного

ампутовання кінцівки. На практиці реампутація зустрічається, коли розвивається порочна кукса чи протезуванні протезування кінцівки[14].

Таблиця 1.1 Характеристика ампутації верхніх кінцівок [14]

Операція	Кількість операцій	% від ампутації верхньої кінцівки	% від усіх операцій ампутації
Екзартикуляція на рівні плечового суглоба	2	3,2	1,3
Ампутація на рівні			
верхньої третини плеча	2	3,2	1,3
середньої третини плеча	8	12,9	5
нижньої третини плеча	6	9,7	3,8
верхньої третини передпліччя	6	9,7	3,8
середньої частини передпліччя	4	6,5	2,5
нижньої третини передпліччя	15	24,2	9,4
суглобів кисті	2	3,2	1,3
міжзап'ясткових суглобів	4	6,5	2,5
Екзартикуляція фаланг пальців	13	21	8,2
Разом...	62	100	39

У зв'язку подій які відбуваються в нашій країні з кожним днем зростає кількість постраждалих від застосувань ворожої артилерії, вогнепальної та мінометної зброї. Більша частина постраждалих від зброї отримують пошкодження кінцівок верхніх і нижніх, таких як відчленування від вибуху міни, ураження магістральної судини, розтрощення вибухом або ускладнень спричинені втратами частини кінцівки[14].

Ампутація верхніх кінцівок мають структуру яка залежить від рівня наведеного у табл.1.1. У 28 (45,2%) поранених ампутація верхньої кінцівки проведена в місцях дистального розміщення, а саме нижньої частини передпліччя з пальцями. Частина кінцівки ампутувані у 41 з часткою від всіх 66,1% постраждалого, а екзартикуляція проведена у місці суглоба виконана у 21 (33,9%). Сегмент прокси-мальних ампутацій верхніх кінцівок прооперовано у 18 (29,0%)

потерпілих, також на передпліччях – у 25 (40,3%), та дистальних сегментах – у 19 (30,6%). Під час операцій на даних частинах верхніх кінцівок не зустрічалось [14].

1.2. Основні методи побудови систем автоматизованого керування у протезах

Найцінніша з людських здібностей є можливість керувати своїми кінцівками задля спілкування та виконання своїх завдань. В наш час все більше і більше машини поєднують з комп'ютером, що веде до розвитку технологій в нашому житті, як приклад візьмемо систему інтерфейсу НМІ, яка може виконувати розпізнавання жестів рук та їх переміщення і допомагає виконувати контроль машинами роботами та протезами при виконанні завдань підвищеної складності, які при цьому досліджуються. Як можна зрозуміти з розвитком нових технологій ми стаємо залежними від машин, але при цьому наше життя стає з кожним днем простіше, при великому виборі застосувань, ми все краще можемо керувати робототехнікою, відштовхуючись від цього, навіть в хірургічних операціях, можна робити відновлення відповідної частини ампутованої частини тіла, або добитися нормального поводження замінюючих частин для їхньої роботи з небезпечними матеріалами[15]. З такою багатообіцяючою мотивацією існують різноманітні підходи для розпізнавання жестів і рухів рук до НМІ. Ці підходи можна розділити на дві основні категорії [15]:

1. *На основі зображень*: використовує камеру, щоб "бачити" жести та програмне забезпечення для інтерпретації зображення. Ця технологія була розроблена з дев'яностих років і має багато прикладних застосувань[16]. На додаток до камер, в систему включаються датчики для підвищення чутливості та точності[17]. Обмеженням цього НМІ є вимога до прямої видимості, і він може підходити для застосувань, пов'язаних з протезуванням.

2. *Не на основі зображень*: альтернативний підхід полягає в тому, щоб зафіксувати рухи руки через рукавичку, оснащену, наприклад, датчиками згину [18]. Перевагою НМІ на основі рукавичок є простота і надійність, але є обмеження

в діапазоні застосування. Найбільш перспективним методом НМІ на сьогоднішній день є поверхнева електроміографія (sEMG) [19].

Під час виконання рухів рукою м'язові клітини м'язові клітини неврологічно активуються і генерують потенціали напруги. Шляхом розмістивши електроди на поверхні шкіри, потенціали напруги можна виміряти біля цих груп м'язів. Оскільки різні рухи активують різні групи м'язів, послідовно записані дані можуть бути використані для класифікації рухів. Цей тип НМІ може застосовуватися в нашому повсякденному житті як натільний гаджет [20]; він переважно використовується в активних функціональних протезах.

За даними [21] до 50% протезів верхньої кінцівки засновані на sEMG, і ця методика дозволяє досягти високої точності розпізнавання [22], [23]. Було представлено підхід до НМІ, який відрізняється від описаних вище. Запропонована система показана на рис. 1. Оскільки рухи рук сильно і безпосередньо пов'язані з фізичним рухом м'язів і кісток передпліччя, запропонована система спрямована на вимірювання цих рухів за допомогою технології біоімпедансної візуалізації, а саме електричного імпедансу томографії (EIT). Електроніка цього зчитувача EIT встановлена на браслеті, який містить вісім електродів, як показано на рис.1.5.

Як багатообіцяючий підхід до НМІ, sEMG пройшов багаторічний розвиток, особливо для протезування кисті [24], [25]. Опубліковані дослідження охоплюють такі теми, як 1) електронні конструкції для виявлення sEMG з використанням дискретних компонентів [25], а також інтегральних схем [26], [27]; 2) матеріали електродів, розміщення та кількість каналів [28], [29]; 3) методи обробки даних для інтерпретації намірів, наприклад, з використанням опорних векторних машини [30] та нейронних мереж [31]; 4) профілі управління міоелектричним приводом, такі як вмикання-вимикання та пропорційні схеми [32], а також управління силою захоплення зі зворотним зв'язком [33].

Хоча sEMG в цілому була успішною, залишається значна прогалина у створенні безшовного НМІ для керування протезом руки. Фундаментальні проблеми пов'язані з реєстрацією ЕМГ [34]. Амплітуда ЕМГ становить до десятків мВ з частотами приблизно до 500 Гц. Це робить запис чутливим до шуму та

низькочастотних перешкод. Глибоку м'язову активність передпліччя також важко реєструвати за допомогою sEMG. Альтернативні способи запису необроблених біосигналів, які можуть бути об'єднані з sEMG-системами, необхідні для підвищення продуктивності системи.

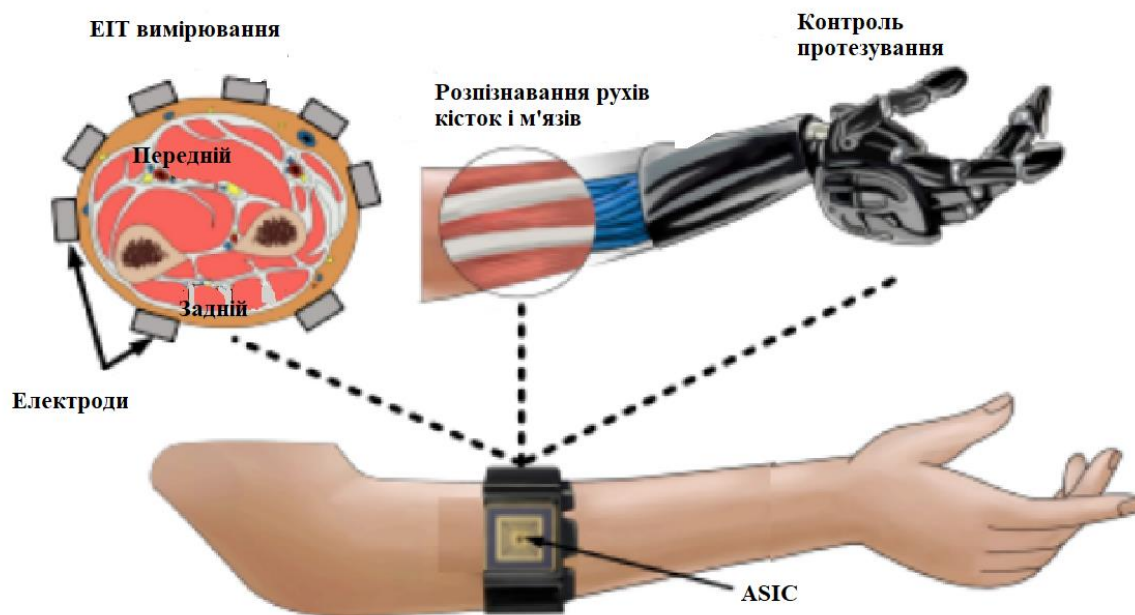


Рис. 1.5. Запропонована система керування протезом руки на основі ЕІТ з використанням ASIC[31].

ЕІТ - це неінвазивна, безрадіаційна методика біоімпедансного картування. Він складається з масиву електродів у браслеті що обертається навколо передпліччя досліджуваного суб'єкта (ДС), як показано на рис. 1. Він може вимірювати та оцінювати внутрішній структурний розподіл провідності будь-якого закритого провідного об'єкта в площині поперечного перерізу, навколо якої обернутий браслет. Коли виконується рух рукою, кістки і м'язи рухаються під шкірою, що призводить до тимчасової зміни розподілу провідності. Це викликає зміни внутрішнього імпедансу, які можуть бути записані і в кінцевому підсумку пов'язані з рухами руки.

Для кращого розуміння роботи ЕІТ, наближена модель резистивної сітки на основі [35] показана на рис.1.6.(а). Вона працює шляхом подачі постійного синусоїдального струму через пару електродів і реєстрації напруг на поверхні СЕП за допомогою решти електродів. Амплітуда і фаза цих індукованих напруг змінюються відповідно до внутрішнього перерозподілу внутрішньої провідності,

наприклад, м'язового руху. При розробці високоефективної системи ЕІТ необхідно враховувати наступні специфікації:

Оскільки ШКТ є неоднорідною, диференціальний струм слід використовувати, як показано на електродах E1 і E2 на рис.1.6. Це зменшує сигнал синфазності на стороні вимірювання і дозволяє вимірювальному підсилювачу (ВП) виявляти диференціальний сигнал між електродами, наприклад, диференціальну напругу між електродами, наприклад, диференціальну напругу V_3 , як показано на рисунку.

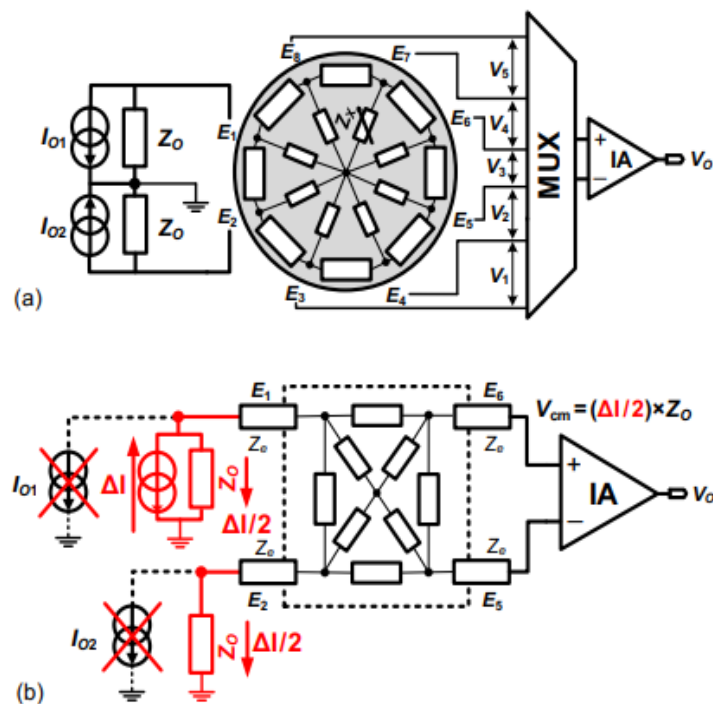


Рис. 1.6. Моделі ЕІТ: (а) наближена модель резистивної сітки ЕІТ; (б) Наближена модель вимірювання тетраполярного біоімпедансу з несиметричним джерелом струму. Eі - електроди, Z_e - опір контакту зі шкірою, V_{cm} - синфазний сигнал на входах ВА.

ВА повинен мати хороший коефіцієнт відхилення синфазної потужності, оскільки ЕІТ вимірює динамічні зміни між диференціальними сигналами, наприклад, зміну напруги V_5 при зміні коли змінюється імпеданс ZX. Біоімпеданс слід вимірювати за допомогою тетраполярної схеми (тобто без урахування контактного опору від струму від драйвера під час вимірювання напруги).

Драйвер диференціального струму повинен бути точно підібраний оскільки будь-який дисбаланс між струмами джерела та залишковим струмом ΔI , який може протікати через високоімпедансний вузол ZO на землю, створюючи небажані сигнали синфазного режиму [36], як показано на рис. 1.6.(б). Для отримання точної інформації, виміряні дані повинні бути демодульовані IQ, щоб забезпечити реальну та уявну частини біоімпедансу.

Спочатку розроблений як метод візуалізації, EIT останнім часом використовується для додатків, пов'язаних з НМІ [37]. Наш перший прототип, описаний в [38], подолав деякі перераховані вище, завдяки вдосконаленню апаратного забезпечення порівняно з AD5933 (комерційна мікросхема біоімпедансного аналізатора, що використовує двоелектродну схему вимірювання) в [37]. Однак, загальна система була громіздкою та енергоємною.

Хоча рішення з низьким енергоспоживанням доступні для більшості компонентів, таких як цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП), вузьким місцем є аналоговий фронт-енд, де вибрані готові інтегральні схеми для високого CMRR IA та повністю диференціальний драйвер струму вимагають щонайменше ± 5 В для роботи без очевидних низьковольтних замін. Особливо для драйвера струму вибір схемотехніки та продуктивність схеми при дискретній реалізації дуже обмежені [39]. З цією метою було розроблено аналогова інтерфейсна ASIC, яка розроблена з метою створення повністю інтегрованої системи НМІ для керування протезами рук.

В наш час найчастіше зустрічаються протези які виконують тільки функції макету руки. Біоелектричні потенціали на залишках кінцівок допомагають, як уже показала практика, керувати розробленими протезами в точності як не ампутованою кінцівкою. З цього питання працюють дві великих компанії RSLSteeper (Англія) та Touch Bionic (Шотландія)[40]. Для того щоб керувати кінцівкою-протезом розроблена деяка кількість методів. Розглянемо електроміографічний метод, який робить можливий відбір потенціалу біоелектричних імпульсів на поверхні шкіри[40].

Електрична активність в м'язах скелета супроводжується кожним скороченням або навантаженням. Якщо скорочення м'яза все більше то відповідно активність даної інтенсивності зростає. Саме біоелектричний потенціал реєструють у м'язах за допомогою електрода, який вводять під шкіру чи на пряму в м'яз, або над відповідним м'язом з допомогою спеціальних поверхневих електродів на шкірі. Під час проведення останньої процедури реєструються сумарні біоелектричні потенціали більшості м'язових волокон[40]. Електричний сигнал який є зміним характеризує частотні та амплітудні спектри, коли біоелектричні потенціали являються поверхнево відведеним.

Залежність ступеня амплітуди скорочень м'язів біоелектричних сигналів встановлена як зміна в діапазоні від декількох мілівольт до кількох мікрівольт, смуга частоти коливається в районі кілька сотень герц [40]. Біоелектричний сигнал має амплітуду, допустиму для роботи та управління протезу в районі від 20 - 30 мкВ і вище, та працюючий діапазон частот 100-400 Гц. При використанні біоелектричного сигналу його потужність підвищують, оскільки в нього дуже мала сила для використання в практиці[40]. На практиці виконавчі органи управління протезом реагують на біоелектричний сигнал підвищений до потрібного рівня за допомогою певних електричних підсилювачів. Електроди є не від'ємною частиною біоелектричної системи, при цьому таку ж роль мають попередній перетворювач, кінцевий підсилювач, виконавчий пристрій та джерело, живлення підсилювача[40].

Рішення задачі синтезу інформації для навчальних систем з протезами рук в рамках технології ІЕІ максимізує інформаційну ємність системи, що визначає найважливіший фактор її функціональної ефективності: надійність її класифікаційних рішень. При цьому відбувається така формалізація задачі синтезу інформації в системах управління навчанням[41].

Припустимо, існує алфавіт класів розпізнавання

$$\{X_m^o | m = \underline{1, M}\} \quad (1.1)$$

за яким навчальна матриця “властивість-об’єкт” дає характер можливих функцій та станів руху протеза, побудована з квантових послідовностей пов’язаних з часом значень біосигналу,

$$|y_{m,i}^{(j)}|, i = 1, N; j = 1, n| \quad (1.2)$$

де N - ознака кількості розпізнавання; n - вибіркового обсягу[41].

В цій матриці (1) реалізацію образу виконує рядок, стовпчик це вибірка з навчання яка вибирається випадково. Крім цього, ми маємо функціонально структурований вектор параметру, де навчальна система керування працює від впливу функціональної ефективності[41].

Наприклад в параметрах ІЕІ-технологія це вхідна навчальна матриця яка змінюється у робочу бінарну навчальну матрицю $|x_{m,i}^{(j)}|$, ознаки при розпізнаванні якої змінюється в роботі машинного навчання, після чого параметри адаптації систем для розпізнавання реалізацій класу X_m^o утворюють структурований вектор $g_m = \langle x_m, d_m, \delta \rangle$ де x_m – усереднений вектор-реалізація, вершина якого визначає геометричний центр гіпер сферичного контейнеру класу X_m^o ; d_m – радіус контейнеру класу X_m^o ; δ - відносний параметр навчання, при якому ознаки розпізнавання даних параметрів рівняються частині поля симетрично-контрольного допуску [41].

При навчанні нам задано такі обмеження в параметрах: $d_m < d(x_{m \oplus x_c})$, де $d(x_{m \oplus x_c})$ – кодова відстань між вектором x_m і усередненим вектором x_c сусіднього класу X_c^o ; $\frac{\delta < \delta_H}{2}$ де δ_H – нормоване поле допусків, при яких ознаки розпізнавання задаються від області значень допусків контрольних полів[41].

На момент навчання машинного процесу: 1) визначити оптимальні значення координат вектору (2), які забезпечують максимум усередненого за алфавітом класів розпізнавання інформаційного критерію оптимізації параметрів навчання: $\underline{E}^* = \frac{1}{M} \sum_{\tau=1}^M E_{\tau}^*$ (3), де E_{τ}^* – максимальне значення інформаційного критерію оптимізації параметрів навчання розпізнавати реалізації класу X_m^o , обчислене в робочій (допустимій) області визначення його функції; 2) за отриманими в процесі машинного навчання оптимальними (тут і далі в інформаційному розумінні) геометричними параметрами контейнерів класів розпізнавання побудувати вирішальні правила[41]. Під час проведення екзаменаційного етапу, формується сигнал керування та його подача до пристрою

який реалізує відповідні функції , тобто під час виконання функцій руки протезу кінцівки основною задачею є правила класифікації біосигналу, на етапі машинного навчання.[41].

1.3. Класифікація протезів верхньої кінцівки

Протези верхніх кінцівок варіюються від суто декоративних протезів фаланги до різних функціональних, які бувають керованими за допомогою потенціалів дії м'язів після відокремлення плеча з багатьма суглобами, та системами керування з джерелами енергії та приводом двигунів. Виділяють основну пару протезів. Косметичні та естетичні протези (так звані пасивні), та функціональні протези (або так звані активні) [42].

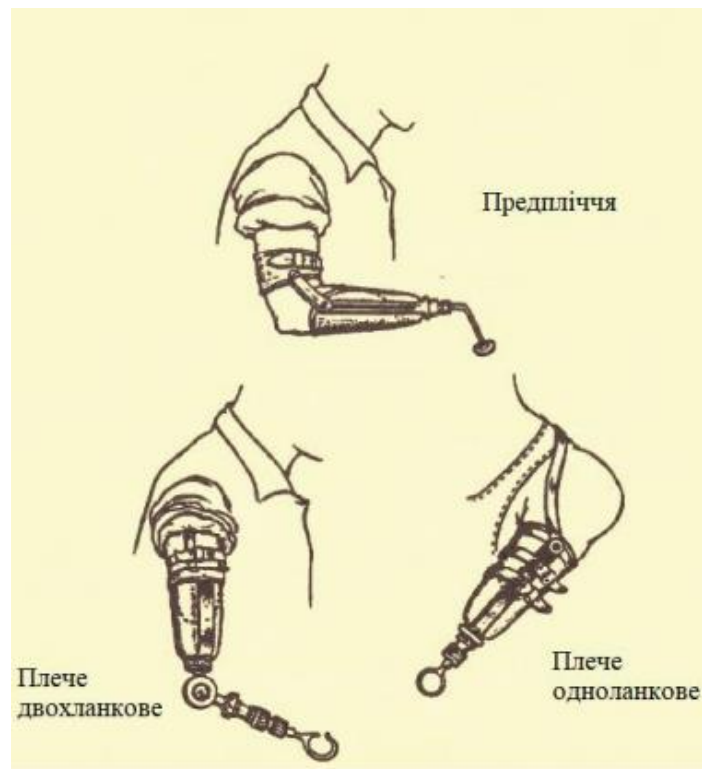


Рис.1.7. Види деяких пасивно функціональних протезів[42].

Косметичні протези є так званими пасивними протезами, оскільки вони або не мають функції захоплення, або виконують лише пасивну(включаються/вимикаються при збереженій руці) утримуючу функцію. При відсутності функції захвату, косметичні протези займають важливу ланку в житті пацієнтів з ампутаціями. Як не дивно але функціональні протези також мають значення як активних так і пасивних [42]. Функціональні пасивні протези

виконуючи так звані свої пасивні функції утримання та захвату за допомогою різних спеціальних насадок. Всі маніпуляції над протезом відбувається не пошкодженою рукою пацієнта. При цьому, на місці ампутації не передбачено функцій активних змін захвату[43]. Станом на сьогодні пасивні протези використовуються вкрай рідко, оскільки косметичні протези сьогодення виконують майже всі поставлені цілі пасивних протезів, хоч і не володіють при цьому такою ж простотою та міцністю [42].

Наступним, найвищим рівнем функціонального протезування є тягове управління верхніх кінцівок. На відміну від пасивних протезів які використовують різні насадки для виконання певної задачі, тягові протези мають перевагу своїм керуванням яке виконується за допомогою гнучких тяг які приводять в рух орган захвату для передачі до механізму протеза зусилля[42].

Практика показує що протези на управлінні з допомогою тяг набагато краще та зручніше чим звичайні протези (пасивні). У протезах управління тягою та керуванням (кількість зміни кутів згинання-розгинання або розкриття і змикання) здійснюється шарнірами, а зусилля руху здійснюється за допомогою м'язової діяльності, тоді як у протезах із зовнішнім джерелом енергії електроди, клапани або перемикачі мають лише контрольні імпульси(згинання-розгинання, пронація-супінація, відкриття та закриття)від ураженої людини[42].

Міоелектричний протез складається з декількох конструктивних частин[43]:

- Гільзи плеча, гільзи передпліччя, та інші частини за обрисами або матрицями індивідуальних ортопедичних частин;
- Шарніри які є механічними напівфабрикатами, а саме механічні плечові, механічні і електромеханічні ліктьові, механічні або електромеханічні пронації-супінації, електромеханічної кисті;
- Електроди управління, акумуляторні батареї, вимикачі двигунів(призначені для приведення в рух шарнірів), підсилювачі каскад, які являються напівфабрикатами електронних вузлів ;

Рівні ампутації верхніх кінцівок можна поділити на класи протезування. Так звані космічні протези, які являються протезами пальців, що кріпляться на куксах

фаланг пальців. За рахунок сил тертя, яке відіграє роль їхнього фіксатора, між еластичною гільзою та куксою, з допомогою сил натягу силіконового чи полівінілхлоридного газоподібного радіально-подібного натягу[42].

Виготовлення протезу частини кисті відбувається при відштовхуванні від таких параметрів як величина наявності та втрат залишків функцій кінцівки в усіх її проявах. Каркасом косметичного протезу кисті являється дротяна арматура , також пальці кисті заповнені жорстким пінопластом. При виготовленні протезу спочатку за мету беруть розробку його максимальної функціональності, а вже потім розробку його косметичних критеріїв. Мінімальною метою є те що відновлена кінцівка (протез) повина виконувати функцію хоча б кінцевого схоплення якогось предмету[42]. Ампутація під час якої культя виходить менше, чим під час ампутації в ліктьовому суглобові, та більше , чим культя під час ампутації в плечовому суглобі. Ампутація кукси по лініям надвиростків, після аналізу практичних робіт, протезувати краще в ліктьовому суглобі подібному виокремленню кукси. Кукса виокремлена в плечовому суглобі, як саму коротшу куксу в плечах[43]. Руки є потужним інструментом, і їх втрата може завдати серйозної психічної та фізичної шкоди. Втрата руки має значний вплив, але занадто мало людей з ампутуваними кінцівками потребують протезування, щоб спонукати виробників до інновацій. Тому за останні 40 років інтерфейси та механізми керування мало змінилися[44].

Міоелектричні протези які найбільш розвинуті технологічно: з одним або двома ступенями свободи моторизовані руки (або гачки), які активуються залишковими скороченнями м'язів-антагоністів, де електроміографічний (ЕМГ) сигнал записуючись через поверхневі електроди в куксоприймальній гільзі протеза та обробляються для виконавчого процесу відкриття та закриття кисті. У вільному доступі дані протези з 1970-х років та виготовляються різними підприємствами, міцними протезами вважають до 600 г та здатними перевищувати до 100 Н на об'єкт з допомогою їхнього функціонального механізму. Такі пристрої мають основні недоліки такі як мала функціональність, керованість та косметичність[45], з практики відомо що з 30% по 50% пацієнтів з ампутаціями не одягають їх

регулярно[46]. Можливістю відмови протезу є декілька важливих причин таких як не присутність пропріоцептивного і скелетно-м'язового зворотно-сенсорного зв'язку [46]: міопротез без наявності спеціальних сенсорів зворотного зв'язку являються менш функціональним, чим кукса з наявним та неушкодженим влаштованим в протез з приводом руху від тіла, в якого сила та вібрації передаються через джгут[47]. Вже більш ніж кілька десятків років спеціалісти певних професій (неврологи, інженери, лікарі і так далі) працюють над розвитком та вдосконаленням систем та функцій протезів, щоб вони могли максимально природно та швидко виконувати завдання втраченої кінцівки .

Сигнал який надходить від ЦНС (центральна нервова система) та ПНС (периферична нервова система) керується на нейроновому рівні, при цьому максимально схоже на природно-інтуїтивне. Зокрема, завдяки використанню нейронових інтерфейсів, які безпосередньо підключені до ПНС та ЦНС і можуть замінити складний двосторонній зв'язок між мозком і ручним приводом та датчиком, передові роботизовані кінцівки можуть перетворювати наміри користувача в дії. Це гарантує, що користувач сприймає саму руку, надаючи таким чином пропріоцептивну та екстрацептивну інформацію[48].

1.4. Огляд засобів інтелектуальної власності

Завданням протеза руки є часткове відтворення функціоналу здорової кінцівки і як якомога менша зміна зовнішнього вигляду руки, яку довелося замінити. Для цього протез кисті повинен мати функціонал захоплюючого пристрою, який може бути сформовано у вигляді копій пальців, для того, щоб можна було схопити об'єкт маніпуляції [49]. Розглянемо декілька патентів існуючих приладів, що відповідають описаним критеріям:

Патент US 2004/00195638 A1 описує двопальцевий захват, в якому два захватних пристрої можуть бути переміщені з відкритого положення в закрите положення, в якому захватні пристрої лежать прямо навпроти один одного. У Таким чином можна утримувати об'єкт, розташований між захоплювальними

пристроями. Щоб звільнити захват, можна ініціювати зміну напрямку обертання приводу[49].

WO 03/017880 A1 розкриває протез руки, в якому окремий привід розташований в кожному окремому протезі пальця, який встановлений на шасі. За допомогою такого протезу руки можна реалізувати різні ситуації захоплення, наприклад, захоплення кінчиками пальців або бічний захват. Недоліками є високий ступінь контролю, необхідний для кожного окремого пальця, складна технологія з інтегрованими в палець приводами і підвищена чутливість до несправностей на пальці. Врахування складного типу конструкції[49].

На рис.1.8. зображено протез кисті (1), що складається з кистьової частини (2) та щонайменше трьох протезів пальців (3, 4, 5), зчленованих з кистьовою частиною (2). Вказівному та середньому пальцям, а також безіменний та середній пальці природної руки. Рухоме кріплення цих трьох пальцевих протезів (3, 4, 5), що приводяться в дію за допомогою спільного приводу (6), є достатнім для виконання різноманітних хапальних завдань природної руки[49].

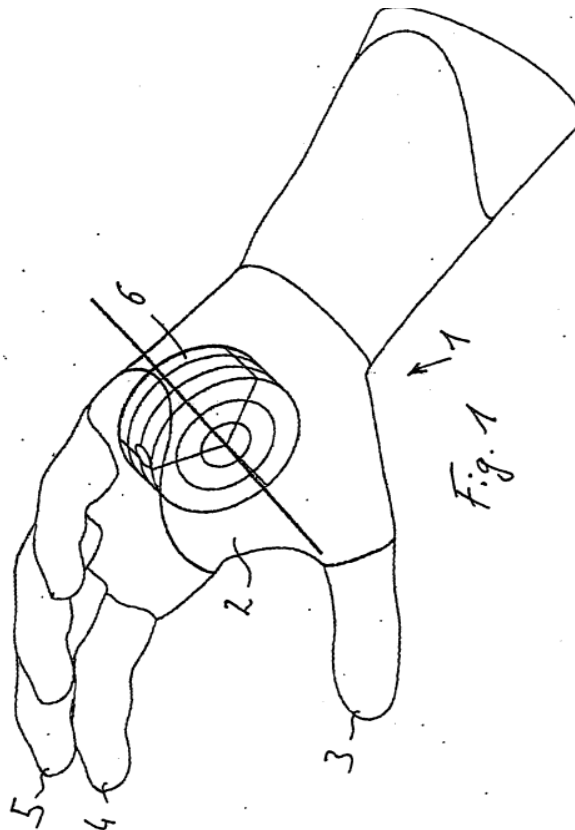


Рис.1.8. Протез кисті та протезів пальців[49].

Два інших пальці, безіменний і мізинець, можуть пасивно рухатися разом з іншими пальцями і складаються з еластомерного матеріалу, щоб досягти максимально природного вигляду. Привід (6) встановлений всередині, ручне шасі (2) у вигляді електродвигуна з відповідним зубчастим механізмом. Джерело живлення для приводу (6, не показано) також може бути розташоване в ручному корпусі (2). Привід (6) активується за допомогою пристрою керування, який може бути розташований в ручному корпусі. Відповідні сигнали можуть генеруватися за допомогою пульта дистанційного керування або приймати форму міоелектричних сигналів [49].

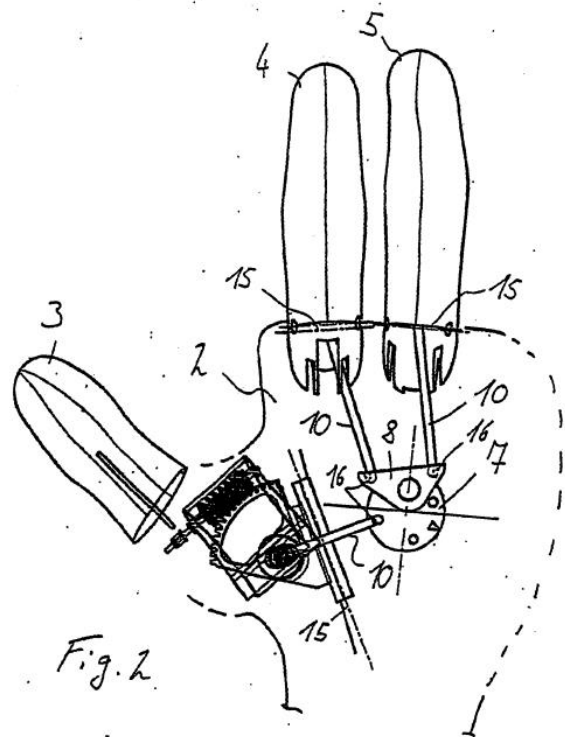


Рис.1.9.Схематичне зображення функціонального режиму роботи протеза кисті[49].

На рис.1.9. показано схематичне зображення функціонального режиму роботи протеза кисті (1) та трипальцевому виконанні протезу (3, 4, 5) встановленого на кистьовому шасі (2) таким чином, що вони можуть повертатися навколо шарнірних осей (15). Пальцеві протези (3, 4, 5) з'єднані між собою за допомогою вузлів передачі зусилля (10), конструкція яких виконана у вигляді який детально описаний нижче, до ротаційного диск (7), який приводиться в рух електродвигуном (6). Вузли передачі зусилля (10) встановлені на поворотному

диску (7) на шпинделях (16) або за допомогою коромисла (8). Вказівний палець (4) і безіменний палець (5) - це з'єднані між собою за допомогою коромисла (8), яке встановлений на поворотному диску (7)[49].

Сам диск (7) встановлюється або безпосередньо на вихідному валу приводу (6), або на вихідному валу редуктора. При включенні приводу (6) обертовий диск (7) переміщується на 35° - відповідний кут повороту. В результаті шпинделі (16) зміщуються відносно поворотних осей (15) протезів пальців (3, 4, 5), що призводить до повороту протезів пальців (3), за рахунок утворення напружено-жорсткого зусилля та зчленування вузлів передачі зусилля (10) на протезах пальців (3, 4, 5), що знаходяться на відстані від осей обертання (15). Якщо привід (6) реверсується і обертовий диск (7) рухається в положення, в якому шпинделі (16) знаходяться на мінімальній відстані від поворотних осей (15) протезів пальців (3, 4, 5) до відкритого вихідного положення або положення спокою. Після цього протези пальців (3, 4, 5) переміщуються у відкрите вихідне положення у вигляді результатів пружно-еластичних властивостей. Також можливі виконання і для безіменного пальця і мізинця, що зчленовується на розширеному коромислі (8), до якого під'єднані додаткові силові блоки (10), що активно зчленовують подальші протези пальців (3, 4, 5).

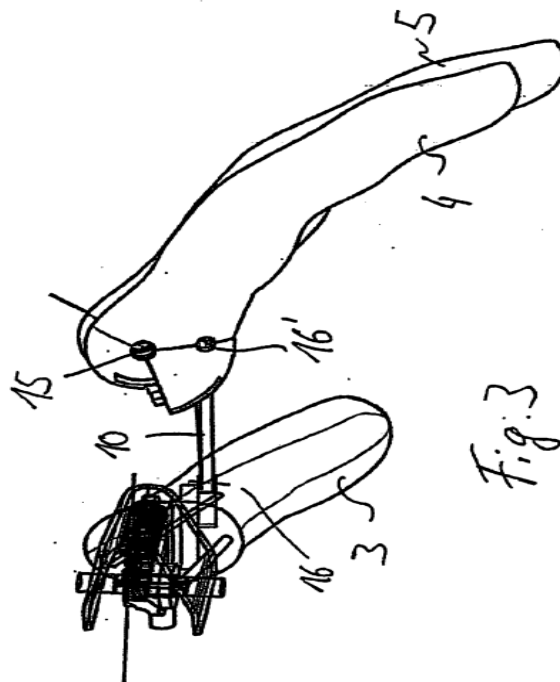


Рис.1.10. Бічний вид протеза кисті [49].

На рис.1.10. показано бічний вид рис.1.9. протеза кисті в положенні спокою, на якому великий палець (3), вказівний палець (4) і середній палець (5) представлені в злегка відкритому положенні спокою. З цього рисунку видно, що вузли передачі зусилля (10) шарнірно з'єднані з протезами пальців (4, 5) в опорних точках (16'), які знаходяться на відстані від осей обертання (15) протезів пальців[49]. Згинання пальцевих протезів (4, 5) відбувається за рахунок зміщення осі обертання (16) на з'єднувальному елементі (7) під дією переданих розтягуючих зусиль [49].

Якщо, починаючи з положення спокою, показаного на рис.1.9. і рис.1.10., поворотний диск (7) повертають за годинниковою стрілкою, як показано на рисунку рис.1.11.a , спочатку протези вказівного та середнього пальців (4, 5) рухаються в напрямку внутрішньої поверхні кисті, при цьому великий палець (5) протез (3) після цього зміщується лише у напрямку внутрішньої поверхні кисті, оскільки блок передачі зусилля (10), який призначений для протеза (3) великого пальця, спочатку повинен пройти через мертву точку, тобто найкоротшу відстань між вісю обертання (16) з боку приводу та вісю повороту (15).

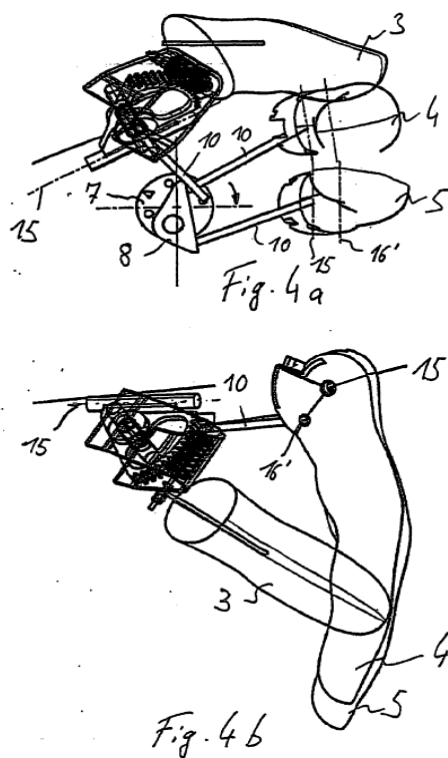


Рис.1.11. Бічний вид протеза кисті [49]

На рис.1.10. показано бічний вид рис.1.9. протеза кисті в положенні спокою, на якому великий палець (3), вказівний палець (4) і середній палець (5) представлені в злегка відкритому положенні спокою. З цього рисунку видно, що вузли передачі зусилля (10) шарнірно з'єднані з протезами пальців (4, 5) в опорних точках (16'), які знаходяться на відстані від осей обертання (15) протезів пальців. Згинання пальцевих протезів (4, 5) відбувається за рахунок зміщення осі обертання (16) на з'єднувальному елементі (7) під дією переданих розтягуючих зусиль.

Якщо тоді, починаючи з положення спокою, показаного на рис.1.9. і Рис.1.10., поворотний диск (7) повертають за годинниковою стрілкою, як показано на рисунку Рис.1.11.а, спочатку протези вказівного та середнього пальців (4, 5) рухаються в напрямку внутрішньої поверхні кисті, при цьому великий палець (5) протез (3) після цього зміщується лише у напрямку внутрішньої поверхні кисті, оскільки блок передачі зусилля (10), який призначений для протеза (3) великого пальця, спочатку повинен пройти через мертву точку, тобто найкоротшу відстань між віссю обертання (16) з боку приводу та віссю повороту (15).

Спеціальне розташування вузлів передачі зусилля (10) протезів вказівного та середнього пальців (4, 5) призводить до того, що вони швидше зміщуються в долонному напрямку, або за ширший кутовий діапазон, так що протез великого пальця (3) прилягає до радіальної сторони протеза вказівного пальця (4). В результаті стає можливим представлений бічний захват [49].

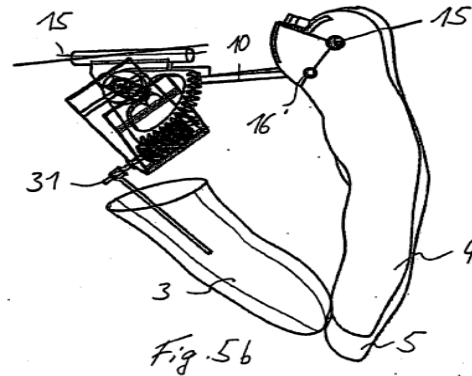
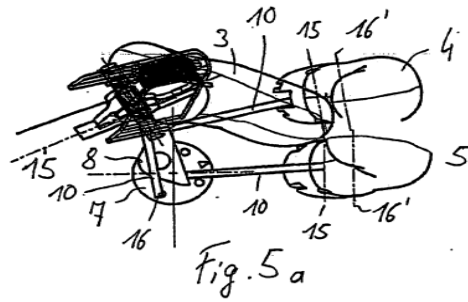


Рис.1.12. Протези пальців [49].

На рис.1.12. показано положення протезів пальців (3,4,5) у випадку напрямку обертання проти годинникової стрілки. Там протез великого пальця (3) спочатку переміщується в долонному та ліктьовому напрямках навколо поворотної осі (15), при цьому протези пальців (4, 5) повинні йти першими через їхню мертву точку, або шарнірно з'єднані з поворотним диском (7) таким чином, що для відповідного обертання реалізується лише невелике кутове зміщення. Тому протез великого пальця (3) направлено всередину, а кінчики пальцевих протезів (3,4,5) прилягають один до одного в кінцевих положеннях, так що реалізується так зване "захоплення кінчиків пальців".

В протезі великого пальця (3) може бути передбачений додатковий привід, як показано на рис.13. (15), протез великого пальця (3) має другу поворотну вісь (31), навколо якої шарнірно закріплений принаймні дистальний кінець протеза (3) великого пальця[49].

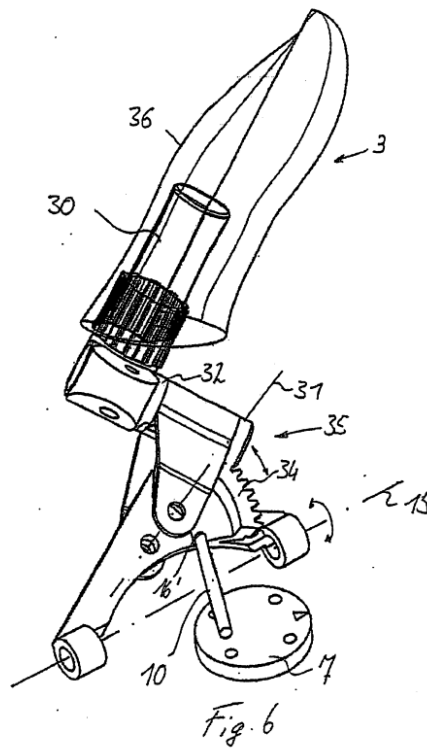


Рис.1.13. Протез великого пальця[49].

Другий привід (30) та механізм з похило- гвинтовою передачею (32) або багатозахідний черв'ячний механізм з багаторізьбовою передачею (5) для переміщення вихідного черв'яка (33), який входить в зачеплення з сегментом зубчатого колеса (34) і таким чином викликає переміщення протеза пальця (3) навколо поворотної осі (31) з приводом (30) і зубчастим механізмом (32). Якщо обидва приводи (6,30) включаються одночасно, то комбіноване переміщення протеза великого пальця (3) в долонному та ліктьовому напрямках здійснюється відповідно до швидкостей переміщення, що відповідає природній рухливості великого пальця[49]. На рис.1.13. показано функцію протеза великого пальця (3), що містить форму (36), яка повторює контур натурального великого пальця. Усередині прес-форми (36), яка виконана у вигляді порожнистого тіла, є вільний простір, в якому розміщений другий привід (30). Таким чином, прес-форма (36) з'єднана, наприклад, за допомогою клею, міцно затиснута або позитивно з'єднана з приводом (30). Привід (30) з'єднаний з сегментом зубчатого колеса (34) за допомогою кутового зубчастого механізму у вигляді похилого гвинта[49].

На рис.1.13. також видно, що, крім першої поворотної осі при активації приводу (30) черв'як (33) повертається в ту чи іншу сторону. За рахунок шарнірно-

поворотного механізму (30) кріплення навколо осі обертання (31) на сегменті зубчастого колеса (34), в якого можливий рух навколо поворотної осі (31) в напрямку двосторонньої стрілки. Таким чином, може здійснюватися радіальний або ліктьовий рух. Сам сегмент зубчастого колеса (34) встановлений з можливістю повороту навколо першої поворотної осі (15) і може повертатися в долонному або тильному напрямку за допомогою повороту поворотного диска (7) і переміщення елемента передачі зусилля. Цей поворотний рух також позначено двоголовою стрілкою навколо поворотної осі (15). Другий привід (30) також є електродвигуном і розташовується з перевагою по поздовжній осі між п'ястково-зап'ястковим суглобом і між фаланговим суглобом. З огляду на малий розмір конструкції і можливо необхідний високий крутний момент приводу, привід (30) виконаний у вигляді швидкохідного двигуна, це можливо для редуктора, що трансформує швидкість механізму (32), виконаний у вигляді похило-гвинтового зубчастого механізму та з відхиленням осі приводу відносно поздовжньої осі другого приводу виготовляється в діапазоні кутів від 45° до 135° . Завдяки такому куту нахилу вихідного шпинделя, черв'як (33), який входить в зчеплення з сегмент зубчастого колеса (34), щоб викликати відповідний рух великого пальця[49]. Перший привід (6), розташований в ручному шасі (2), переважно являє собою тихохідний млинцевий двигун з високим крутним моментом, який з'єднаний з редукторним механізмом з високим ступенем зниження швидкості, що дозволяє виконувати відповідно повільний і сильний рух захоплення[49].

Патент US 7438,726 B2 даний винахід забезпечує дуже реалістичний вигляд і здатність утримувати різноманітні предмети, забезпечуючи при цьому малу вагу, довговічність і низьку вартість. Даний винахід забезпечує високу реалістичний зовнішній вигляд. Даний винахід забезпечує можливість утримувати різні об'єкти[50].

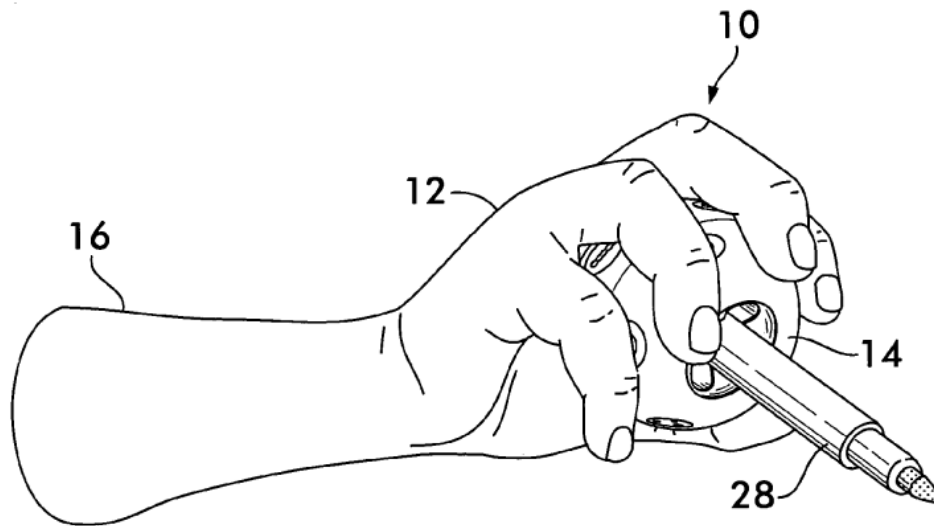


Рис.1.14. Протез який складається з руки та кулі[50].

Цей винахід реалізує протез простий у використанні, довговічний і невибагливий у обслуговуванні [50]. Даний винахід містить ручний елемент, який придатний для утримання сферичної кулі. Спеціальний м'яч у комплекті прикладу забезпечений безліччю засобів для вибіркового кріплення різних знарядь праці.

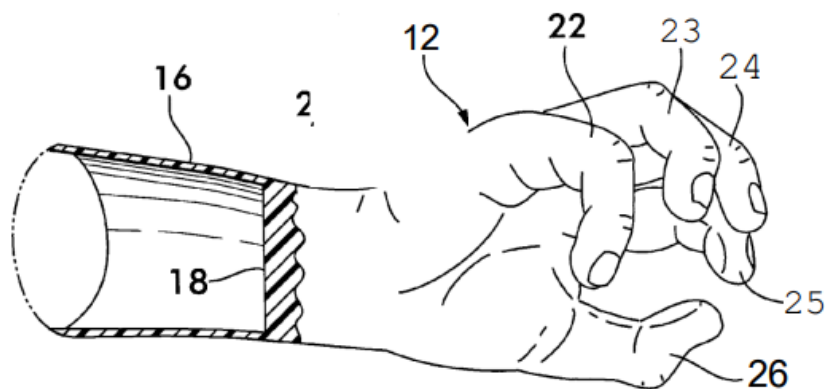


Рис.1.15. Протез з руки та кулі в розрізі[50].

У цьому винаході м'яч тримає інструменти, а не протез руки. У відповідності з цим винаходом м'яч всередині забезпечує естетично привабливу руку та обертальний рух таким чином, що його можна орієнтувати в три ортогональні напрямки кутової свободи[50].

Забезпечене кутове регулювання в трьох ортогональних напрямках дозволяє переміщати м'яч, щоб мати можливість приєднати велику кількість корисних інструментів, які можна розташовувати так, щоб спрямовувати вісь кожного знаряддя і обертатися навколо цієї осі. Наприклад, не тільки ложку можна тримати

за відповідне кріплення кульки, але вісь ложки та поворотне положення банки ложки можна встановити так, щоб ложку можна було ефективно використовувати для годування [50]. У відповідності з цим винаходом високий коефіцієнт між кулькою та протезом створюється тертя рукою, щоб підтримувати визначену орієнтацію поки це потрібно.

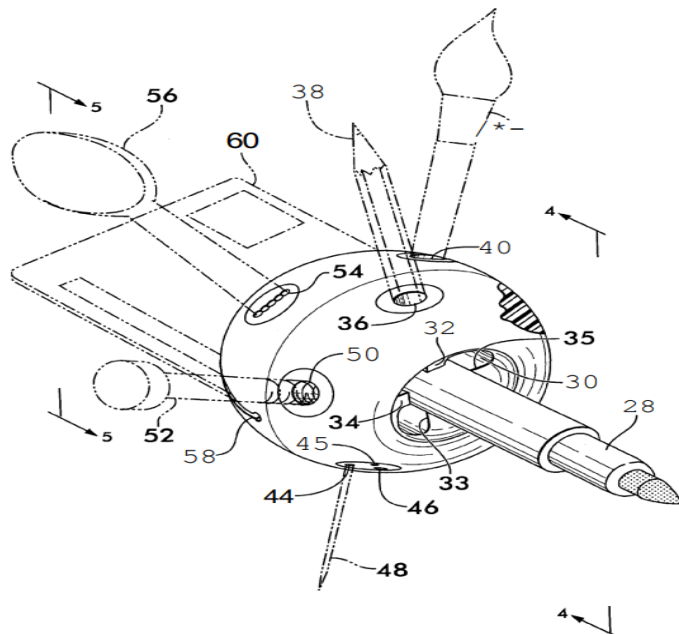


Рис.1.16.Куля протезу з можливими елементами використання[50].

Крім високого коефіцієнта тертя, орієнтація кульки підтримується пружиною для еластомерних пальців руки навколо м'яча ,які мають діаметр трохи більший за діаметр форми руки, коли еластомерні пальці мають в них природне положення. Іншими словами, сфера використовується для створення конкретної форми, діаметр якої трохи менший ніж м'яч, який буде використовуватися протезом руки для отримання цієї цілі[50].

Аналізуючи рисунки із позиціями, показані на рис.1.14. рука з м'ячем тобто протез (10) складається з руки або елемента (12) руки та кулі або елемента (14). Рука або елемент (12) додатково проілюстрований на рис.1.15.Кулька або кульовий елемент (14) є додатковим зображенням вказаним на рис.1.14;1.15;1.16. Посилаючись тепер на рис.1.14. та рис.1.15., рука (12) є переважно виготовленою з еластомерного матеріалу, такого як силікон[50].

Однак можуть бути й інші відповідні еластомерні матеріали які використовуються і деякі приклади таких відповідних матеріалів наведені далі. Рука (12) побудована так, що забезпечує реалістичний вигляд руки[50].

Фарбування можна здійснити за допомогою зовнішнього забарвлення (забарвлення на поверхні) або бажано можна зробити за допомогою багат шарового внутрішнього забарвлення, в якому рука складається з шарів. Внутрішнє забарвлення забезпечує покращені реалістичні ефекти руки яка має деякі напівпрозорі властивості, схожі на справжню руку людини[50].

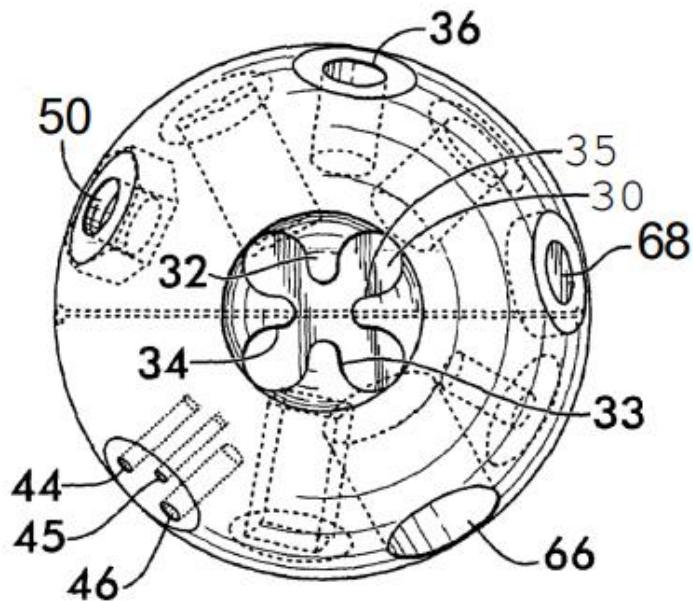


Рис.1.17.Куля протезу з показанням її отворів[50].

Рука (12) може бути сформована з зовнішніх силіконових поверхонь, які простягаються майже у формі рукава (16) від кінцевої зони (18). Рукав (16) тягнеться безпосередньо від термінальної області (18), яка може бути розташована в області зап'ястя або області руки пацієнта з ампутованими кінцівками залежно від того, де знаходяться рухливі виступи для утримання різних знарядь.

Пристрій у формі ложки (58) показано витягнутим отвором (54). Також передбачено гніздо (58) для прийому імплеметів у вигляді плоских елементів. Такі як картки, кредитні картки, ключі тощо. Приклад, проілюстрований на рис.1.16 є пристрій у вигляді кредитної картки (60) у слоті (58). Посилаючись тепер, зокрема, на рис.1.17., там показано інший отвір (66) дещо більшого діаметру реалізованого для прийому. Також показано отвір (68) для прийому елементів протезу.

Посилаючись тепер на рис.1.18. показаний магніт (62) сформований у кулі (14), яка функціонує як засіб кріплення. Також показано на рис.1.18. прямокутний отвір (64), який функціонує як засоби кріплення[50].

При побудові руки (10) бажано будувати руку із кількох шарів силіконової гуми, де кожен шар забезпечується забарвленням, яке переважно виробляє дуже реалістичний вигляд натуральної руки. Це включало б відповідний колір для нігтів і відповідний колір для м'ясистих частин руки. Руку переважно можна сконструювати з кількома шарами з діапазоном від 3 до 13, але може бути менша або більша кількість шарів використання[50].

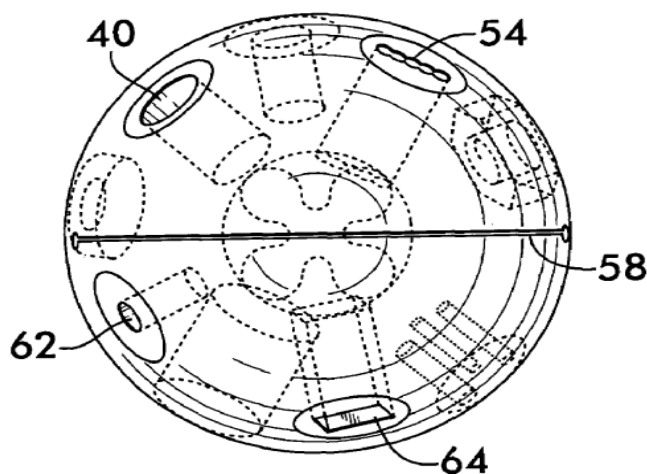


Рис.1.18.Магніт сформований у кулі [50]

Крім того, розуміється, що різні інші засоби конструювання руки (10) можуть бути використані, включаючи формування руки та забезпечення єдиного шару зовнішнього забарвлення. Як зазначено вище, рука переважно складається з кількох шарів силіконової гуми. Однак інші можуть використовувати еластомерні матеріали, включаючи поліуретановий каучук, сополімер етилену і вінілацетату, пластифікований полімер нілхлорид і термопластичний еластомер. Інші відповідні еластомерні матеріали можуть бути використані при реалізації винаходу [50].

Куля (20) може бути виготовлена з подібних матеріалів, включаючи силіконову гуму. Однак інший гумоподібний матеріал можуть використовувати, включаючи поліуретановий каучук, сополімер етиленвінілацетату, пластифікований полівінілхлорид і термопластичний еластомер. Можуть бути використані інші відповідні матеріали. При реалізації цього винаходу на практиці

бажано вибирайте матеріали для руки та м'яча з високим коефіцієнтом тертя між собою.

Високий коефіцієнт тертя разом з еластомерними пальцями (п'ять пальців включно з великим) діаметром меншим за діаметр кульки (14) забезпечує значну можливість утримувати м'яч у руці в будь-якій конкретній орієнтації під час утримання інструмент, за допомогою якого можна виконувати функції [50].

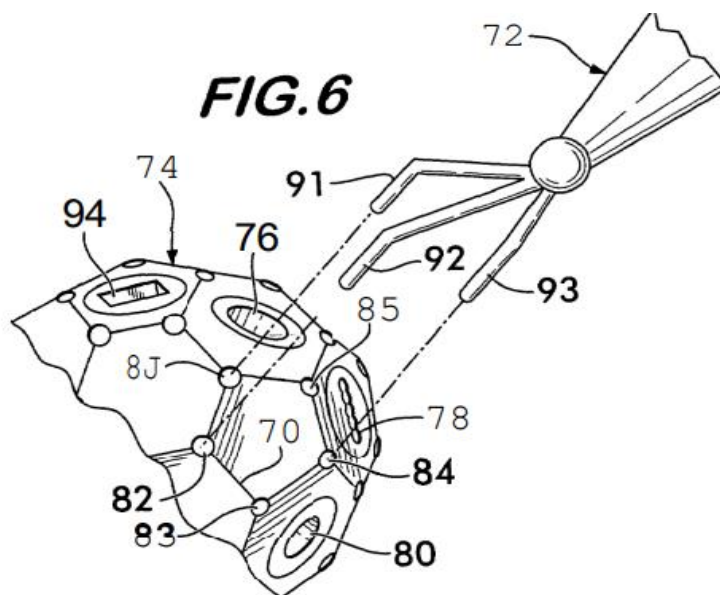


Рис.1.19. Вид у перспективній формі іншого втілення кулі [50].

Під час формування м'яча, переважно, м'яч формують у роз'ємній формі, кожна половина якої має по суті напівсферичну поверхню внутрішньої форми. Кожна половина має висувний форм-елемент вставки, які розташовані всередині півсфери для формування отворів або, які служать засобами кріплення. Висувні елементи форми можуть бути відведені перед відкриттям форми та видаленням форми м'яча.

Посилаючись тепер на рис.1.19. показаний вид у перспективній, частково відламаний, іншого втілення кулі (74) і пристосування (72). Куля 74 є, по суті, сферичною і ілюструє одну форму багатогранної поверхні кулі (74). Багатогранна поверхня, зображена на кулі (74), є поверхнею п'ятикутника (70) з отворами (81-85), розташованими всередині кожного кута п'ятикутника. Безліч зубців на інструменті (72) може бути скомпоновано для сполучення з безліччю функціонуючих отворів як одиниця.

Наприклад, зубці (91),(92) і (93) можуть сполучатися отворами (81), (82) і (83) відповідно. Одна з переваг (72) з безліччю зубців, що сполучаються з безліччю отворів, що функціонують як єдине ціле, полягає в тому, що знаряддя більш міцно тримається за м'яч і чинить опір тому, щоб його відтягнув м'яч (74). Крім того, будь-яка можливість обертання інструменту сприяє тому що всередині один отвір усувається. Іншими словами, деталь (72) не може обертатися відносно кульки (74).

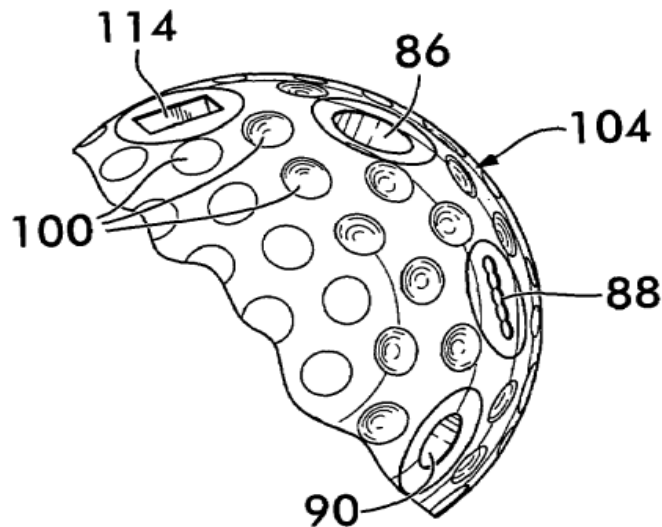


Рис.1.20.Втілення сферичної кулі забезпеченої ямочками[50].

Як показано на рис.1.19. куля (74) може мати безліч отворів для отримання різних інструментів, подібних до описаних по відношенню до кулі (14). Наприклад, як показано на рис.1.19., є прямокутний отвір (94).Також показано на рис.1.19. отвори (76) і (80), також подовжений отвір (78) з виступами всередину[50].

Посилаючись тепер на рис.1.20. показано інше втілення по суті сферичної кулі (104), забезпеченої ямочками (100) на його поверхні. Ямочка забезпечує іншу текстуру поверхні та може бути корисною для обробки та позиціонування орієнтації м'яча в руці[50]. Куля (104) може бути забезпечена будь-якими або всіма засобами кріплення, як описано стосовно кульки (14). На рис.1.20. прямокутний отвір(114), круглі отвори (86) і (90) і подовжений отвір (88), забезпечений виступами всередину для покращення утримування знаряддя[50]. Різноманітні контури поверхні можна використовувати на м'ячі, навіть якщо контури в основному сферичні. Далі трохи несферичні форми можна використовувати для

м'яча, але бажано, щоб м'яч був суттєво сферичним. Різні форми кріплення або засоби можуть бути використані для кріплення інструментів до м'яча[50].

1.5. Аналіз сучасних пристроїв

При проектуванні міоелектричних сучасних протезів виникає проблема відтворення рухів руки людини [51], над якою інженери працюють ще з 1940 року [52]. За останні декілька років, вдалось досягти вдосконалення пристроїв, а саме модифікувати систему керування таким чином, щоб пристрій мав можливість інтуїтивно виконувати певний функціонал та був забезпечений відповідною кількістю ступенів свободи (DOF) [53] .

Вбудовані продуктивні пристрої, технологічних досягнень сьогодення, являється літій-іонна батарея, двигун без щиточного принципу, та контролери. Машинне навчання[54] і автоматизація[55], використовуються як складні електроміографічні (ЕМГ) алгоритми для людино машинного інтерфейсу, та технік цілеспрямованих реінерваційних м'язів нової хірургічної техніки, та покращення селективності приводів ЕМГ[56] .

Аналізуючі практику сьогодення, виходить 50–60% пацієнтів з ампутаціями взагалі не носять протези, в супереч новітнім технологіям[57], [58] , і з них лише 40–60% їх використовують.

При одночасному крутному моменті суглоба і швидкості збільшення міоелектричні протези були спрямовані на підвищення DOF[59]. Останнім часом під час досліджень було розроблено багато артикуляційних конструкцій рук за допомогою конвергенції робототехніки з системами розширення контролю стратегій[60].

Однак при розробці та модифікації певних параметрів втрачають інші, при досягненні розміру складність конструкції зростає, що тягне за собою падіння міцності. Прикладом таких залежностей можна розглянути в останніх розробках систем експериментальних роботизованих протезів, які пожертвували вагою протезу заради антропоморфних параметрів зап'ястя з досягненнями швидкості та крутного моменту. Але під час практичних [61,62], досліджень виявилось що

параметри ваги та розміру є такими ж потрібними як параметри швидкості та моменту крутіння[63].



Рис.1.21.Вигляд протезів розробок сучасності від комерційних компаній [64]

До розгляду в нашій роботі візьмемо новаційну лінійку біонічних-протезів рук які зображені на рис.1.21. Будемо розглядати протези без косметичних рукавичок, для кращого розуміння їхньої будови, розглянуті шість міоелектричних протезів рук, можемо зрозуміти що маємо справу з областю найостанніших розробок комерційних рук. У той час як руки iLimb (Touch Bionics; Livingston, Великобританія) і Bebionic (RSL Steeper; Leeds, Великобританія) отримали велику увагу засобів масової інформації, руки Vincent (Vincent Systems; Weingarten, Німеччина) і Michelangelo (Otto Bock; Duderstadt, Німеччина) хоч дані моделі мають певні успіхи вони ще тіко починають свою роботу з пацієнтами на постійній основі[64]. Через це не про всі протези можна отримати інформацію, наприклад Vincent і Michelangelo обмежують свою інформацію через незавершеність проєктів[64]. Кожний біонічний протез заявлений виробником має свої характеристики та властивості. Наприклад, протез SensorHand, запатентований під

авторством Отто Бок, також розглянутий для порівняння характеристик та властивостей певного ступеня свободи руки з представленими конструкціями рук сучасних протезів[64].

Протези iLimb Pulse, Bebionic, Bebionic v2 та Michelangelo на час проведення практичних досліджень були зібрані в повному комплекті для повного розуміння їх можливостей. На Рис.1.21. показано: а - рука Vincent від Vincent Systems; б - рука iLimb від Touch Bionics; в - iLimb Pulse від Touch Bionics; г - рука Bebionic від RSL Steeper; д - рука Bebionic v2 від RSL Steeper; е - рука Michelangelo від Отто Бок. Параметри виконання iLimb Prodigits (усе пов'язане з системою функціонування та керування таке ж як у iLimb) та Vincent Hand finger визначається методами та перевірками на системах з зібраних чотирьох пальців, закріпленими на нестандартних долонях з підключенням та використанням оригінальних контролерів та батарей з оригінальної системи рук[64].

Кожний параметр протезу дає свої плюси та мінуси, наприклад мала вага протезу дозволяє якнайдовше без дискомфорту носити протез, чи зменшений розмір та нагромадження мають кращий косметичний вигляд. Зробивши невеликий аналіз можна зрозуміти, що ми хочемо від протезу, а саме максимально косметичний вигляд, для привабливості, невелику масу для комфортного та довгого користування, багатофункціональність та рухливість для відновлення втрачених функцій, для зручності в повсякденному житті[63]. Одним з не легких завдань є зменшити вагу та розміри протезу. При розробці протезу механізми руху, для рухових дій протезу мають дуже складні структури, електроніка та системи руху повинні бути розміщеними всередині протезу для косметичних функцій, але виконати це все є непростим завданням. Протези виготовлені на комерційних підприємствах обмежені приводами руху за допомогою електродвигунів. Проблема яка впливає з цього, являється швидкістю роботи електродвигунів, оскільки всі вони працюють на великих швидкостях, а ми рухаємо своїми кінцівками не швидко[63]. Для виконання плавних рухів потрібні більші шестерні, що призводять до значного збільшення ваги (у звичайних штучних суглобах шестерня важить вдвічі більше, ніж двигун) і шуму (оскільки найшвидші рухомі

частини рухаються швидше). Тому двигуни, які можуть забезпечити високий крутний момент і низьку швидкість, необхідні для зменшення розміру та ваги трансмісії і зменшення шуму[63].

1.6. Розробка загального вигляду конструкції автоматизованого протезу руки

Оскільки у цій роботі розробляється конструкція автоматизованого протезу руки, при виконанні розробки необхідно максимально точно відтворити форму людської руки, яку втратив потенційний потерпілий, яка б в подальшому мала функціонал подібний до справжньої кінцівки. В нашому випадку частини кінцівки які необхідно відтворити можна поділити на три групи: першою частиною буде продовження руки, яке йде після залишку руки від плеча та закінчується на ліктьові, другою частиною являється передпліччя від ліктя до зап'ястя, та третя частина - сама рука, тобто долоня з пальцями.

При розробці загального вигляду протезу потрібно розуміти, що протез не буде виглядати ідеально, як справжня рука, а при його розробці буде спроба лише відтворити форму кінцівки максимально наближено. Це буде враховано і при створенні функціональних частин нашого протезу та способів їх кріплення і функціонування. Першу частину протезу для початку уявимо, як руку яку можна представити у вигляді циліндра конусоподібної форми. Для більш косметичного вигляду його формам можна придати хвилястих поверхонь. Ця складова загального протезу виконуватиме декілька задач, це кріплення за його допомогою всього протезу до тіла людини, та саме його кріплення з іншими частинами протезу. Задля кріплення до залишку кінцівки в середині основу робимо пустотілу з не закритою одною стороною та певною товщиною стінок, можна сказати що ми конструємо певну насадку. З іншої сторони будуємо кінець, який буде кріпитися з передпліччям протезу. Це буде основа з отвором під кріплення вушок другої частини протезу на одній осі.

Задля побудови другої частини скористаємося методом, який вже використовували. Але дивлячись на свою руку, одразу можна побачити що вона

буде довшою та тоншою. Для зменшення її ваги та розміщення органів керування всередині розробимо її пустотілою. Щоб полегшити конструкцію та розробки її функціональності поділимо її на частини. Першою частиною буде основа передпліччя, розрізаний навпіл наш циліндр, який буде виконувати функцію каркасу. Іншу половину виконаємо двома кришками, для можливості доступу за потреби до органів керування. Місце кріплення передпліччя з основою слугуватимуть два так звані вушки з отворами для кріплення на вісі. Заходячи наперед функція руху між передпліччям та долонею виконуватиметься за допомогою шару який виставлятимуться в нашу другу частину. При побудові кріплення з долонею побудуємо конструкцію яка буде тримати шар третьої частини, та кріпитися до основи передпліччя.

Третя частина протезу буде складатися з долоні, яка буде виготовлена з шаром, як проговорено раніше. Також до долоні будуть кріпитися пальці, які складатимуться з трьох елементів, та будуть подвижні між собою для відновлення рухів пальців людини. Палець складається з трьох фаланг, перша фаланга , друга фаланга певного пальця, та третя фаланга. Таку конструкцію пальців матимуть від мізинця до вказівного, для відтворення довжин , друга фаланга кожному своя по довжині. Оскільки великий палець має інші розміри та форму то ми й розробили його таким відповідно, який також має конструкцію трьох фаланг. Долоня матиме верхню кришку, в середині основної буде розміщений механізм роботи пальців, тому для його встановлення та обслуговування доречно мати таку конструкцію.

1.7. Розробка принципово-функціональної схеми

Принципово функціональна схема являє собою основні модулі які повинні бути присутні у нашому виробі, щоб забезпечити його нормальне функціонування. Модулем виконання роботи в нашому випадку являється електро двигун, але сам по собі він працювати не може, для цього потрібні елементи для передачі сигналу від користувача та перетворенням його в певну команду. Мікроконтролерний пристрій з драйвером двигуна виконує дану задачу, пряцюючи при цьому від 5 В, коли батарея подає 12 В, тобто потрібно також використовувати перетворювач

напруги 5 В. Передачею сигналу від користувача до системи керування виконує sEMG сенсор, який приймає сигнали за допомогою вбудованих електродів.

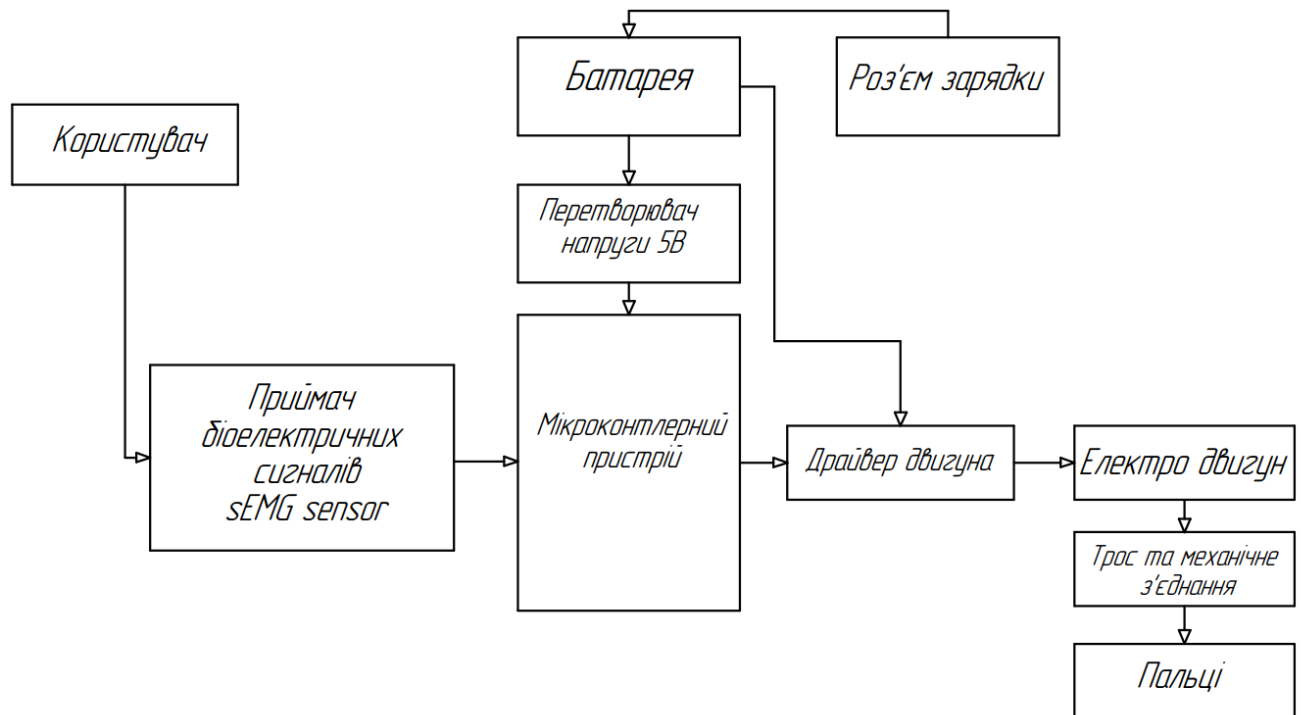


Рис.1.22. Принципово функціональна схема протезу руки

Тобто, тут ми блоками показуємо, які основні складові повинні бути у нашому пристрої і як вони між собою пов'язані (звідки куди передається інформація).

1.7.1. Принцип роботи автоматизованої системи протезу руки

Робота протезу руки побудована на системі зв'язку між електричною системою керування та кінцівкою протезу. Для встановлення зв'язку ми використовуємо sEMG сенсор, який за допомогою своїх електродів моніторить м'язову активність та передає вже готовий сигнал для керування певною частиною протезу. Механічна частина нашого протезу базується на реалізації руху пальцями. Такі переміщення виконуються за допомогою рухомих частин пальців та тросу, який згинає або розгинає пальці на одному кінці тросу, а на іншому встановлений електро-двигун який тягне даний торсик. Рух кожного пальця відбувається окремо, це виконано за допомогою сенсорів пальців та системи контролю яка використовує можливості нашого двигуна та рухає ними.

Зв'язок між електро-двигуном та sEMG сенсором відбувається за допомогою системи керування Motor control board, а саме мікроконтролера який запрограмований на керування пальцями протезу. Для роботи електросистеми треба джерело живлення, для цього встановлена акумуляторна батарея, яку можна заряджати за допомогою роз'єму та спеціального зарядного пристрою.

1.8. Електрична схема системи

Для роботи руки протезу, було розроблено принципову електричну схему, що включає в себе декілька складових частин. Зокрема, електричну схему блоку живлення системи, що зображена на рис. 1.22.

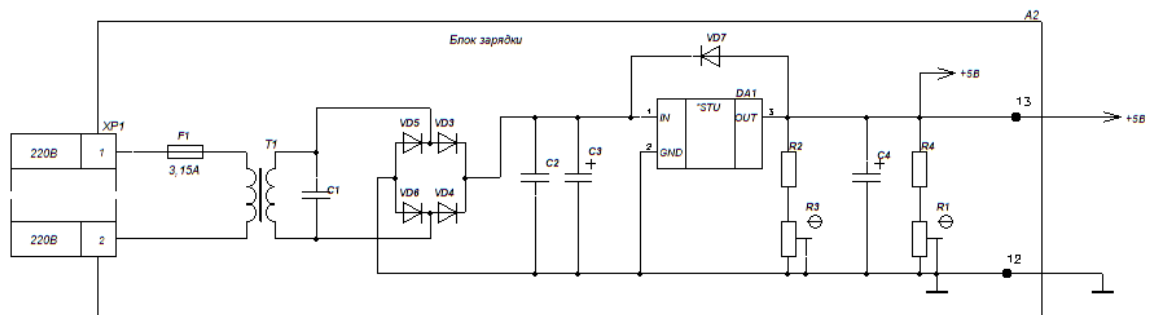


Рис.1.22.Блок живлення (A1)

Типова схема блоку живлення (A1), що виконує перетворення зі змінного 220В, на +5В, і 1А, постійної напруги. VD1...VD4 було взято 1N4007 для випрямлення сигналу із змінного на постійний струм із запасом до 300В. Мікросхема LM7805 (DA1), яка перетворює вихідну напругу +5В. Конденсатори (C1...C4) поставлені для зменшення шуму, зниження пульсацій на вході 220В мережі. Принцип її роботи полягає у наступному: на вході мережі нашого змінного 220В сигналу, прохід через трансформатор і з вторинної обмотки ми отримуємо (5-8). У змінному сигналі, діоди відсікають у сигналу одну півхвилю, і в нашому випадку нам необхідна позитивна півхвиля, і через мікросхему DA1 вже із постійним сигналом ми отримуємо +5В. Було вирішено поставити для більш точного значення напруги змінний резистор R1, так як у платі головного процесора

у нас скрізь необхідне живлення +5В, і ми будемо працювати з передачею даних по SPI шині і вимагає більш точного та стабільного сигналу.

Для працездатності автоматизованої системи діагностики надалі прилад (П1) необхідно забезпечити (4,5-5,2)В. Вся подальша робота головного процесора споживає (4,5-5,2), та інших периферійних блоків споживати (4,5-5,2).

Зв'язок з PCF8574 з головним процесором здійснюється за допомогою двох портів SDA та SCL, і сигнал передачі даних та спілкування з дисплеєм ми будемо використовувати 4 бітні пакети інформацій. Також ми маємо R20 підстроювальний резистор за допомогою якого налаштовуємо підсвічування екрану щоб було зручніше працювати. Перед початком роботи потрібно запаяти перемички E1, E2, E3. Це підстроювальний резистор, живлення +5В та GND.

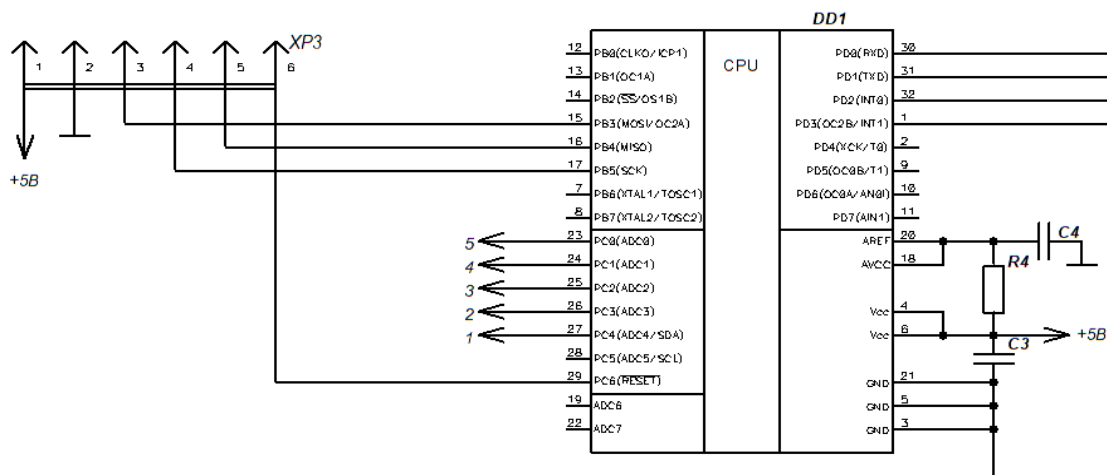


Рис.1.24. Схема головного процесора

На рисунку 1.24 зображено схему підключення мікроконтролера Atmega8, розташованого в корпусі Dip. Цей мікроконтролер вставляється в комірку, яка також має роз'єм XP3 для програмування SPI. Сигнал з п'яти пальців, а саме від сенсорів, надходить до нашого мікроконтролера. В програмному коді ми відправляємо цей сигнал на драйвер для мотора. Драйвер здатний працювати при напрузі до 40V і має можливість керувати двома моторами, але для нашого завдання достатньо одного мотора. Сигнал, який ми відправляємо через драйвер, потрапляє на мотор, який виконує потрібні нам функції для роботи даного виробу.

1.8.1. Розрахунок окремих електричних параметрів

Для розрахунку ємності конденсатора, що згладжує, нам знадобиться формула (1.3).

$$C_{\text{мфк}} = 6400 \cdot I_H (U_H \cdot K_n) \quad (1.3)$$

Формулу (1.3) можна застосовувати для одного циклу напівхвилі, що є нашою потребою. Коефіцієнт пульсацій, позначений як K , становить 1 мінус 0,001 відсотка. Сила струму, позначена як I , з запасом достатня і становить 1А. Вихідна напруга, позначена як U , становить 5В. Оскільки всі параметри відомі, ми можемо підставити їх у формулу (1.3).

$$C = 6400 \cdot 1 \cdot (5 \cdot 0,99)$$

$$C = 6400 \cdot 4,95$$

$$C = 31680 \text{ мкф}$$

За допомогою формули ми з'ясували, яка ємність конденсатора потрібна для згладжування однієї півхвилі. Щоб розрахувати споживаний струм, ми знайдемо інформацію про кожен елемент в даташиті і переконаємося, що запасу в 1А буде достатньо.

$$I_{\text{дисп.}} = 5\text{мА.}$$

$$I_{\text{світ.}} = 10\text{мА.}$$

$$I_{\text{мот.}} = 500\text{мА.}$$

$$I_{\text{контр.}} = 50\text{мА.}$$

Звідси за формулою ми підрахуємо загальну суму споживаного струму.

$$\Sigma I = I_1 + I_2 + \dots ()$$

$$\Sigma I = 5 + 10 + 50 + 500 = 565\text{мА}$$

Робимо висновок, що 1А нам вистачає більш чим потрібно.

Для обчислення необхідного резистора R для світлодіода VD , який працює при напрузі +5В, ми використовуємо суперяскравий зелений світлодіод L-53SGD ф. Щоб забезпечити комфортну роботу світлодіода VD , ми обмежимо струм до

10мА. Ми можемо розрахувати значення резистора R за допомогою формули з закону Ома (1.4).

$$I = \frac{U}{R}, \quad (1.4)$$

$I = 10\text{мА}$.

$U = 5\text{В}$.

Так як у нас всі параметри відомі, підставимо формулу (1.4).

$$R = \frac{5}{10} \text{ мА}.$$

$$R = 500 \text{ Ом}.$$

Висновок такий що при 500 Ом ми обмежуємо струм в 10мА, так само резистор відводить на себе тепло і наш світлодіод не нагріватиметься тим самим довше прослужить і падіння напруга буде на резисторі.

1.9. Обґрунтування вибору елементів конструкції

Вибір процесора Atmega8 полягає в його доступності у продажу, в ціновій політиці, а так у функціоналі, у нас є 3 порти, у яких є 2 по 8 пінів і один 7 пінів. Atmega8 є одна з найпопулярніших мікроконтролерів на початківців і для виконання не складних завдань, якщо порівнювати з мікроконтролерами сімейства ATtiny, то ми маємо з ATtiny менше функціонал що тим самим і менше габарити, але їй можна вирішити дуже малий ряд завдань, наприклад має один порт у 4 піна, і так само один таймер T0, тому що в Atmega8 є таймери T0, T1.



Рис.1.25.Процесор Atmega8[65]



Рис.1.26.Стабілізатор напруги LM7805 [66]

Стабілізатор напруга LM7805, поширена мікросхема стабілізатора напруги в корпусі TO220. Перевага має в тому, що максимальний поріг до 27В може перетворювати на 5В, а так само може видавати 1,5А струму, через корпус TO220 ми можемо додатково поставити радіатор щоб відводив тепло, і тим самим мікросхема буде довше працювати і не просідати за напругою , а також у низькій вартості, і в доступності купити її.

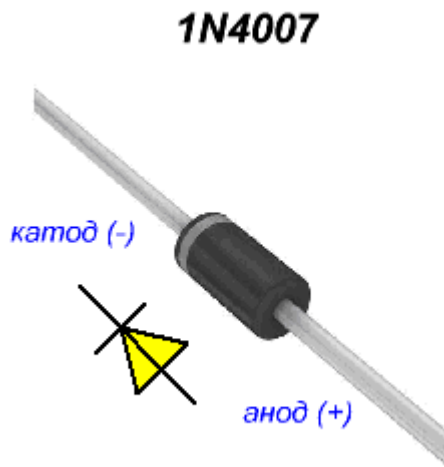


Рис.1.27.Діод 1N4007[66]

Діод 1N4007 являється кремнієвим, та відноситься до груп низькочастотних діодів, та є найпоширенішим серед напівпровідникових випрямних діодів. Використовується для переключення електричних ланцюгів, при помноженні частоти та виправленні змінних електричних струмів.

1.10. Методика перевірки компонентів протезу

Одним із етапів перевірки електромеханічного протезного пристрою є перевірка працездатності елементів його електричної схеми. Як приклад можливої

повірки елементів схеми, було використано перевірку працездатності діодів. Діодом являється елемент напівпровідника, який виконує роль так званого клапану що проводить струм тільки в одну сторону. При перевірці діода основним параметром являється вимір його зворотного і прямого опору, яке вимірюють за допомогою мультиметру в режимі перевірки діоду[67].

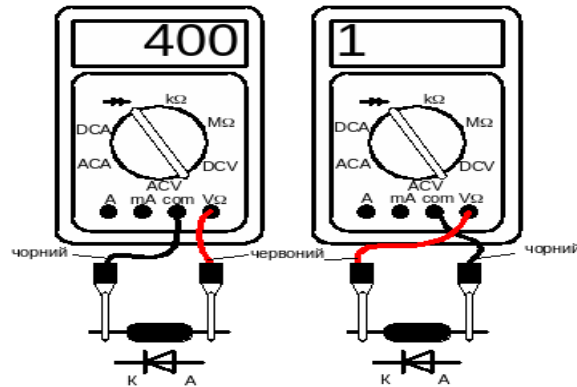


Рис.1.25.Перевірка діода мультиметром[67]

Для даних маніпуляцій було обрано мультиметер Digital DT-830B. При підключенні негативного та позитивного полюсів до місць позитивного анода та негативного катода. Під час проведення виміру опору він повинен відповідати діапазону кремнієвих діодів від 500 до 600 Ом та германієвих з діапазоном від 200 до 300 Ом. Коли потрібно перевірити діод на коротке замикання або втрату струму, ми перемикаємо мультиметр на більші діапазони вимірювання та перепідключаємо його виводи навпаки[67].



Рис.1.26. Мультиметер Digital DT-830B[68]

Причинами доказу підвищеної втрати струму та короткого замикання слугує низький опір. У германієвих діодах опір повинен коливатися з даними налаштуваннями в діапазоні від 100 кОм до 1Мом, у кремнієвих настільки високий що може досягати 1000 Мом[67]. Якщо все ж таки під час перевірки виникають якісь сумніви, краще замінити діод. Треба враховувати той факт, коли перевіряється діод всередині ділянки схеми, мультиметр буде показувати опори в обох напрямках з низькими показання , через шунтування іншими елементами плати або приладу.

2. Технологічний розподіл

2.1. Аналіз технологічності конструкції протезу руки

На можливість створення та складання складних механічних конструкцій і, як наслідок, зниження ціни виготовлення готового виробу безпосередньо впливає його технологічність. Більше того, технологічність є однією із основних складових рентабельності виготовлення приладу. Одна із задач, яку забезпечують при виготовленні приладу, це зниження трудомісткості технологічності, по можливості використання типових технологічних процесів, використання уніфікованих елементів конструкції та збільшення використання стандартних та уніфікованих складових частин[69].

На рис.2.1 показано складальне креслення протезу руки розроблене при виконанні завдань дипломного проекту, що також наведено у додатку А (ПБДП.ПБ9219.1720.000 СК).

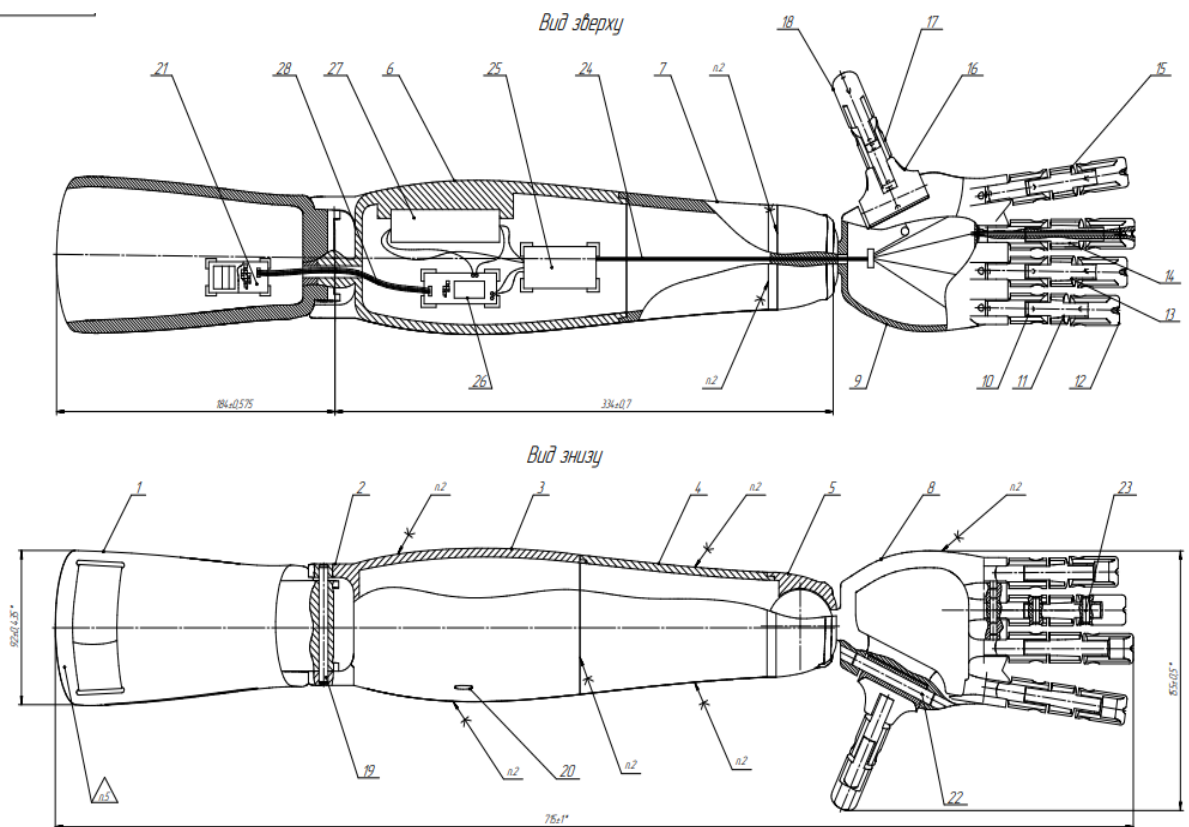


Рис.2.1.Складальне креслення протезу руки

Складність виробу характеризуються деякими параметрами - показниками технологічності та конструктивності. Основні показники технологічності протезу руки можна розрахувати[69]. Відносні показники технологічності наведені в таблицях 2.1-2.

Таблиця. 2.1 Список деталей протезу руки

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	Основа	1	не уніфікована
2	Рама	1	не уніфікована
3	Верхній тубус	1	не уніфікована
4	Нижній тубус	1	не уніфікована
5	Напів сфера	1	не уніфікована
6	Верхнє передпліччя	1	не уніфікована
7	Нижнє передпліччя	1	не уніфікована
8	Долоня верх	1	не уніфікована
9	Долоня низ	1	не уніфікована
10	Перша фаланга	4	не уніфікована
11	Друга фаланга мізинець	1	не уніфікована
12	Третя фаланга	4	не уніфікована
13	Друга фаланга безіменний	1	не уніфікована
14	Друга фаланга середній	1	не уніфікована
15	Друга фаланга вказівний	1	не уніфікована
16	Перша фаланга вел. палець	1	не уніфікована
17	Друга фаланга вел. палець	1	не уніфікована
18	Третя фаланга вел. палець	1	не уніфікована
19	Вісь	2	не уніфікована
20	Роз'єм	1	уніфікована

21	sEMG sensor	1	уніфікована
22	Вісь великого пальця	1	не уніфікована
23	Вісь пальцева	14	не уніфікована
24	Трос	5	уніфікована
25	Електро двигун	1	уніфікована
26	Motor control board	1	уніфікована
27	Батарея	1	уніфікована
28	Шлейф	1	уніфікована

Таблиця. 2.2 Список операцій складання протезу руки

№	Операція	Уніфікація
1	Встановлення	не уніфікована
2	Контроль	не уніфікована
3	Клейка	уніфікована
4	Випробування	уніфікована

Критерій складності виробу

Критерій складності виробу визначається за формулою (2.1) [69]:

$$K_{\text{скл}} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.1)$$

де N_{Σ} – число основних складальних одиниць;

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{\text{скл}} < 0,1$ – технологічність незадовільна;

$K_{\text{скл}} = 0,1..0,2$ – технологічність задовільна;

$K_{\text{скл}} > 0,2$ – хороша технологічність.

$$K_{\text{скл}} = \frac{7}{52} = 0,134 - \text{технологічність задовільна};$$

Критерій уніфікації виробу

Уніфікація виробу визначається критерієм за формулою(2.2) [69]:

$$K_{\text{ун}} = \frac{N_{\text{ун}} + n_{\text{ун}}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}}, \quad (2.2)$$

де $N_{\text{ун}}$ – число уніфікованих складальних одиниць;

n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць;

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{yn} < 0,25$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn} = 0,25..0,5$ – технологічність задовільна;

$K_{yn} > 0,5$ – хороша технологічність.

$$K_y = \frac{3+28}{7+52} = 0,525 \text{ - хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації вузлів

Уніфікація показника вузлів приладу визначається за формулою (2.3) [69]:

$$K_{yn.N} = \frac{N_{yn}}{N_{\Sigma}}, \quad (2.3)$$

де N_{yn} – число всіх уніфікованих складальних одиниць;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць;

$K_{yn.N} < 0,2$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn.N} = 0,2..0,4$ – технологічність задовільна;

$K_{yn.N} > 0,4$ – хороша технологічність.

$$K_{yn.N} = \frac{3}{7} = 0,428 \text{ – хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації деталей

Уніфікація показника деталей приладу визначається за формулою (2.4)[69]:

$$K_{yn.n} = \frac{n_{yn}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.4)$$

де n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей;

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{yn.n} < 0,3$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn.n} = 0,3..0,6$ – технологічність задовільна;

$K_{yn.n} > 0,6$ – хороша технологічність.

$$K_{yn.n} = \frac{28}{52} = 0,538 \text{ – задовільна технологічність;}$$

Показник уніфікації технологічного процесу

Уніфікація показника технологічного процесу визначається за формулою (2.5) [69]:

$$K_{yn.m.n} = \frac{Q_{yn.on}}{Q_{\Sigma on}}, \quad (2.5)$$

$Q_{yn.on}$ – число уніфікованих операцій;

$Q_{\Sigma op}$ – число всіх операцій;

$K_{ун.т.п} < 0,5$ – технологічність незадовільна;

$K_{ун.т.п} = 0,5..0,75$ – технологічність задовільна;

$K_{ун.т.п} > 0,75$ – хороша технологічність.

$$K_{ун.т.п} = \frac{2}{4} = 0,5 \text{ – технологічність задовільна;}$$

Загальний критерій уніфікації

Уніфікаційний критерій загального технологічного процесу визначається за формулою (2.6) [49]:

$$K_{\Sigma ун} = \frac{K_{скл} + K_{ун} + K_{ун.п} + K_{ун.п} + K_{ун.т.п.}, \quad (2.6)$$

$K_{\Sigma ун} < 0,25$ – технологічність незадовільна;

$K_{\Sigma ун} = 0,25..0,5$ – технологічність задовільна;

$K_{\Sigma ун} > 0,5$ – хороша технологічність.

$$K_{\Sigma ун} = \frac{0,134 + 0,525 + 0,428 + 0,538 + 0,5}{5} = 0,425 \text{ задовільна технологічність;}$$

Виконавши потрібні розрахунки технологічності, отримаємо результат та робимо висновок, протез руки має задовільну технологічність.

2.2. Розрахунок точності складальних робіт

Виконаємо розрахунки точності складальних робіт за допомогою розмірних ланок, з можливістю розрахунків допусків останньої замикаючої ланки[.]. Розрахунки виконаємо на частині протезу руки, а саме а рамі зображеній на рис...

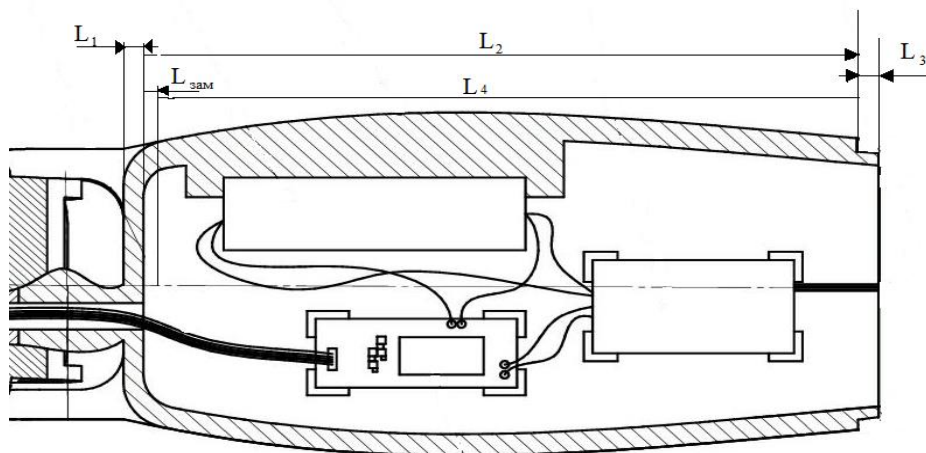


Рис.2.2.Розміщення розмірних ланок протезу руки

Метод max і min з врахуванням номіналів

$$L_{\text{зам}} = L_2 - (L_1 + L_3 + L_4) = 170 - (5 + 5 + 159) = 1 \text{ (мм)}; \quad (2.7)$$

$$L_{\text{зам}}^{\text{max}} = \Sigma_1^n L_{\text{зб}}^{\text{max}} - \Sigma_1^p L_{\text{зм}}^{\text{min}} = 170,15 - (4,9 + 4,9 + 158,9) = 1,45 \text{ (мм)}; \quad (2.8)$$

$$L_{\text{зам}}^{\text{min}} = \Sigma_1^n L_{\text{зб}}^{\text{min}} - \Sigma_1^p L_{\text{зм}}^{\text{max}} = 169,85 - (5,1 + 5,1 + 159,1) = 0,55 \quad (2.9)$$

Верхні та нижні відхилення замикаючої ланки розраховуються як [49]:

$$(BB)_{\text{зам}} = L_{\text{зам}}^{\text{max}} - L_{\text{зам}} = 1,45 - 1 = 0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.10)$$

$$(HB)_{\text{зам}} = L_{\text{зам}}^{\text{min}} - L_{\text{зам}} = 0,55 - 1 = -0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.11)$$

Виходить, $L_{\text{зам}} = 1_{-0,45}^{+0,45}$

При отриманні результатів виконуємо перевірку, порахувавши, без врахування номіналів, допуск замикаючої ланки екстремальним методом [69].

Екстремальний безномінальний метод

$$(BB)_{\text{зам}} = \Sigma_1^n (BB)_{\text{зб}} - \Sigma_1^p (HB)_{\text{зм}} = (0,15) - (-0,1 - 0,1 - 0,1) = 0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.12)$$

$$(HB)_{\text{зам}} = \Sigma_1^n (HB)_{\text{зб}} - \Sigma_1^p (BB)_{\text{зм}} = (-0,15) - (0,1 + 0,1 + 0,1) = -0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.13)$$

Виходить, $L_{\text{зам}} = 1_{-0,45}^{+0,45}$, значення однакові, розрахунки виконано правильно.

2.3. Розробка технологічного процесу складання

2.3.1. Схема структурного складу

При розробці схеми структурного складу (ССС) протезу руки, було розглянуто всі складальні одиниці, які потрібно розмістити на свої місця в залежності від рівня розміщення приладу, які відрізняються за своєю складністю. На схемі протезу руки винесені такі складальні одиниці: Долоня СК, Рама СК, Плата СК, Мізинець СК, Безіменний СК, Середній СК, Вказівний СК, Великий СК.

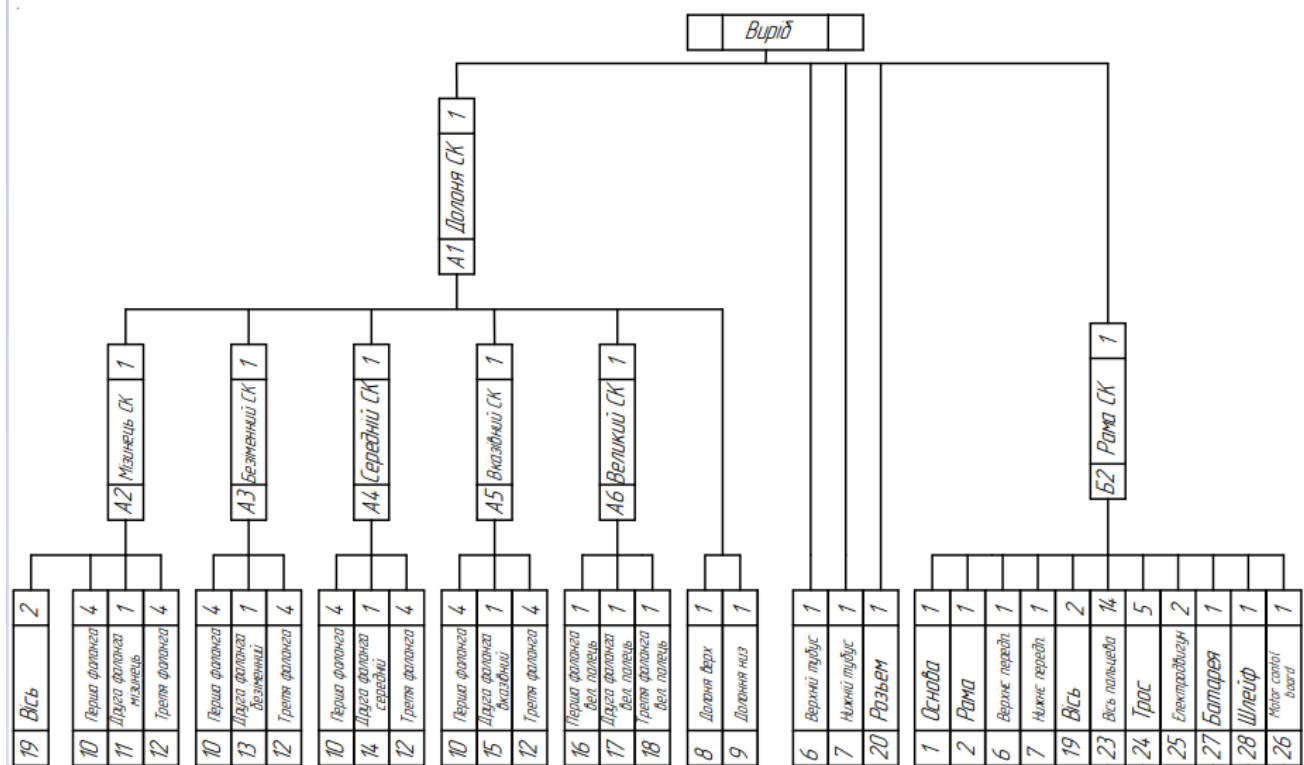


Рис.2.3.Схема структурного складу протезу руки.

І зображені окремі частини: Вісь, Перша фаланга, Друга фаланга мізинець, Третя фаланга, Друга фаланга безіменний, Друга фаланга середній, Друга фаланга вказівний, Перша фаланга вел. палець, Друга фаланга вел. палець, Третя фаланга вел. палець, Долоня верх, Долоня низ, Верхній тубус, Нижній тубус, Основа, Вісь, Вісь пальцева, Трос, Електродвигун, Батарея, Шлейф, МСВ.

2.3.2. Технологічна схема складання

Виходячи з тематики проекту, тобто протезу руки, виконуємо технологічну схему складання (ТСС). Під час роботи з кресленням, виконуємо зображення послідовностей складання протезу та його складальних одиниць, під час зображення кожної деталі та вказуємо її найменування і номер позиції. Структурну схему складання протезу руки зображено на рис.2.4.



Висновок

Під час виконання дипломного проекту було розроблено протез руки з можливостям його функціоналу. Аналізуючи літературу та патенти з тем протезування людської руки, було виконано та знайдено головні задачі для відповідності максимально простого та функціонального протезу. Була розроблена електрична та функціональна схеми, щоб при виконанні своєї роботи всі системи працювали без перебоїв та максимально тривало.

Для впевненості вибору елементів електричної та механічної частини протезу були виконані розрахунки ємності конденсаторів та розрахунки точності складальних робіт. Також був виконаний аналіз технологічності конструкції портативного електроміографу, за допомогою розрахунків було виконано висновок, що конструкція протезу руки має задовільну технологічність.

При виконанні проекту було розроблено певний графічний матеріал, а саме креслення структурної схеми складання(ССС) та технологічної схеми складання(ТСС), складальне креслення та деталювання з принципово функціональною схемами складання.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Голяка С.К. Возний С.С. Гацєва Л.С. Глухова Г.Г. ФУНКЦІОНАЛЬНА АНАТОМІЯ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ З ОСНОВАМИ ДИНАМІЧНОЇ МОРФОЛОГІЇ с.25-26.
2. Шаравар М.Є. ОСОБЛИВОСТІ БУДОВИ ТА ФУНКЦІЙ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ В РІЗНІ ВІКОВІ ПЕРІОДИ с.299.
3. Саламаха О.Є. Науковий часопис НПУ імені М.П. Драгоманова Випуск 3 с.168.
4. Григор'єва О.А., Світлицький А.О., Лебединець М.Г., Штанько І.Ф., Артюх О.В., Чугін С.В., Щербаков М.С., Тополенко Т.А., Грінівецька Н.В., Абросімов Ю.Ю., Чернявський А.В., Таланова О.С., Апт О.А., А.О., Зінич О.Л., Матвейшина Т.М., Міщенко О.М., Ковальчук К.С. Писаренко А.С., Лазарік О.Л. Анатомія людини. Опорно-руховий апарат . с.169-170.
5. О.В. Ковбель [АНАТОМО-ФІЗІОЛОГІЧНІ ТА КЛІНІЧНІ ПРОЯВИ ДІАФІЗАРНИХ ПЕРЕЛОМІВ ПЛЕЧОВОЇ КІСТКИ](#) с.164-165.
6. Манічева Наталя Віталіївна Ніколаєва Аделіна Юріївна Роговик Юлія Андріївна БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ м. Одеса с.126-127.
7. Наталія Базилевич ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ БІОМЕХАНІКИ Навчально-методичний посібник с.5-6.
8. Лакоза С.Л. Стадії калібровки системи захоплення руху/ С.Л. Лакоза, В.В. Мелешко // Приладобудування. Стан і перспективи: XIV Міжнародна науково-технічна конференція, 24-25 квітня 2015р. : збірник тез доповідей. – К.: НТУУ «КПІ», 2015. – с.20-21.
9. Дорошенко Е.Ю, Гурєєва А.М.Черненко О.Є., , Тема 4-5. РУХОВИЙ АПАРАТ ЛЮДИНИ Методичні рекомендації для самостійної роботи студентів III курсу медичних факультетів спеціальності «Фізична терапія, ерготерапія» Запоріжжя 2019 с.49.
10. Носко М.О., Архипов О.А. БІОМЕХАНІЧНА ХАРАКТЕРИСТИКА РУХОВИХ ЯКОСТЕЙ ЛЮДИНИ с.228-230.

11. Ілюстрований медичний словник Дорланда у двох томах. – Львів: “Наутілуc”. – 2002. – 2688 с.
12. Ілюстрований медичний словник Дорланда у двох томах. – Львів: “Наутілуc”. – 2002. – 2688 с.
13. Показники здоров’я населення та використання ресурсів охорони здоров’я в Україні за 2010-2011 рр. / Центр медичної статистики МОЗ України. – К. – 2012.
14. В.Д. Иванова, А.В. Колсанов, А.А. Миронов, Б.И. Яремин Ампутации. Операции на костях и суставах.с.7-14.
15. H. Liu and L. Wang, “Gesture recognition for human-robot collaboration: A review,” Int. J. Ind. Ergon., <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2017.02.004/> .
16. S. S. Rautaray and A. Agrawal, “Vision based hand gesture recognition for human computer interaction: a survey,” Artif. Intell. Rev., vol. 43, no. 1, pp. 1–54, 2012.
17. P. Molchanov, S. Gupta, K. Kim, and K. Pulli, “Multi-sensor system for driver’s hand-gesture recognition,” in Proc. 2015 11th IEEE Int. Conf. and Workshops on Automatic Face and Gesture Recognition (FG 2015), Ljubljana, Slovenia, 2015.
18. X. Li, R. Wen, Z. Shen, Z. Wang, K. D. K. Luk, and Y. Hu, “A wearable detector for simultaneous finger joint motion measurement,” IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst., vol. 12, no. 3, pp. 644–654, 2018.
19. A. Fougner, O. Stavdahl, P. J. Kyberd, Y. G. Losier, and P. A. Parker, “Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control a review,” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 20, no. 5, pp. 663–677, 2012.
20. Vonsevych, K. P., Bezuglyi, M. O., & Haponiuk, A. O. (2018). Evaluation of Electromyogram Time Characteristics of the Wrist Functional Movements for Intuitive Control of Bionic Prosthesis. Naukovi Visti NTUU KPI, (1), 45-53.
21. T. Labs, “Myo-An wearable gesture control and motion control device,” 2018. [Online]. Available: <https://www.myo.com/>.
22. G. Tsenov, A. H. Zeghibib, F. Palis, N. Shoylev, and V. Mladenov, “Neural networks for online classification of hand and finger movements using surface EMG

- signals,” in Proc. 8th Seminar on Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL 2006), Belgrade, Serbia and Montenegro, Serbia, 2006, pp. 167–171.
23. G. Huang, Z. Zhang, D. Zhang, and X. Zhu, “Spatio-spectral filters for low-density surface electromyographic signal classification,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 51, no. 5, pp. 547–555, 2013.
 24. C. Cipriani et al., “Online myoelectric control of a dexterous hand prosthesis by transradial amputees,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 3, pp. 260–270, 2011.
 25. P. Geethanjali and K. K. Ray, “A low-cost real-time research platform for EMG pattern recognition-based prosthetic hand,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 20, no. 4, pp. 1948–1955, 2015.
 26. S. L. Teng, R. Rieger, and Y. Bin Lin, “Programmable ExG biopotential front-end IC for wearable applications,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 8, no. 4, pp. 543–551, 2014.
 27. S. Benatti et al., “A versatile embedded platform for EMG acquisition and gesture recognition,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 9, no. 5, pp. 620–630, 2015.
 28. A. Andrews, E. Morin, and L. McLean, “Optimal electrode configurations for finger movement classification using EMG,” in Proc. 2009 IEEE Eng Med Biol Conf. (EMBC 2009), Minneapolis, MN, 2009, pp. 2987–2990.
 29. G. Li, Y. Geng, D. Tao, and P. Zhou, “Performance of electromyography recorded using textile electrodes in classifying arm movements,” in Proc 2011 IEEE Eng Med Biol Conf. (EMBC 2011), Boston, MA, 2011, pp. 4243–4246.
 30. M. a. Oskoei and H. H. H. Hu, “Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 8, pp. 1956–1965, 2008.
 31. M. Atzori, M. Cognolato, and H. Müller, “Deep learning with convolutional neural networks applied to electromyography data: A resource for the classification of movements for prosthetic hands,” *Front. Neurobot.*, vol. 10, no. 9, 2016.

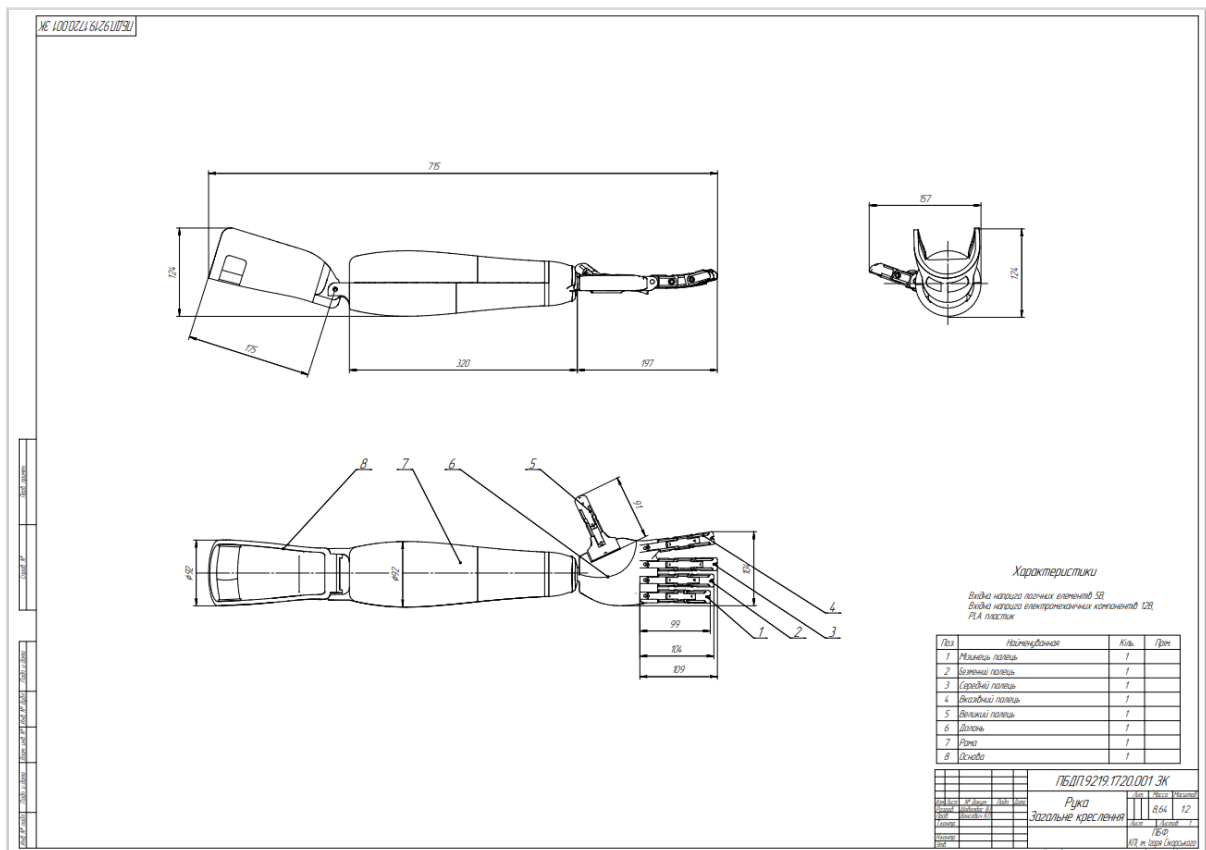
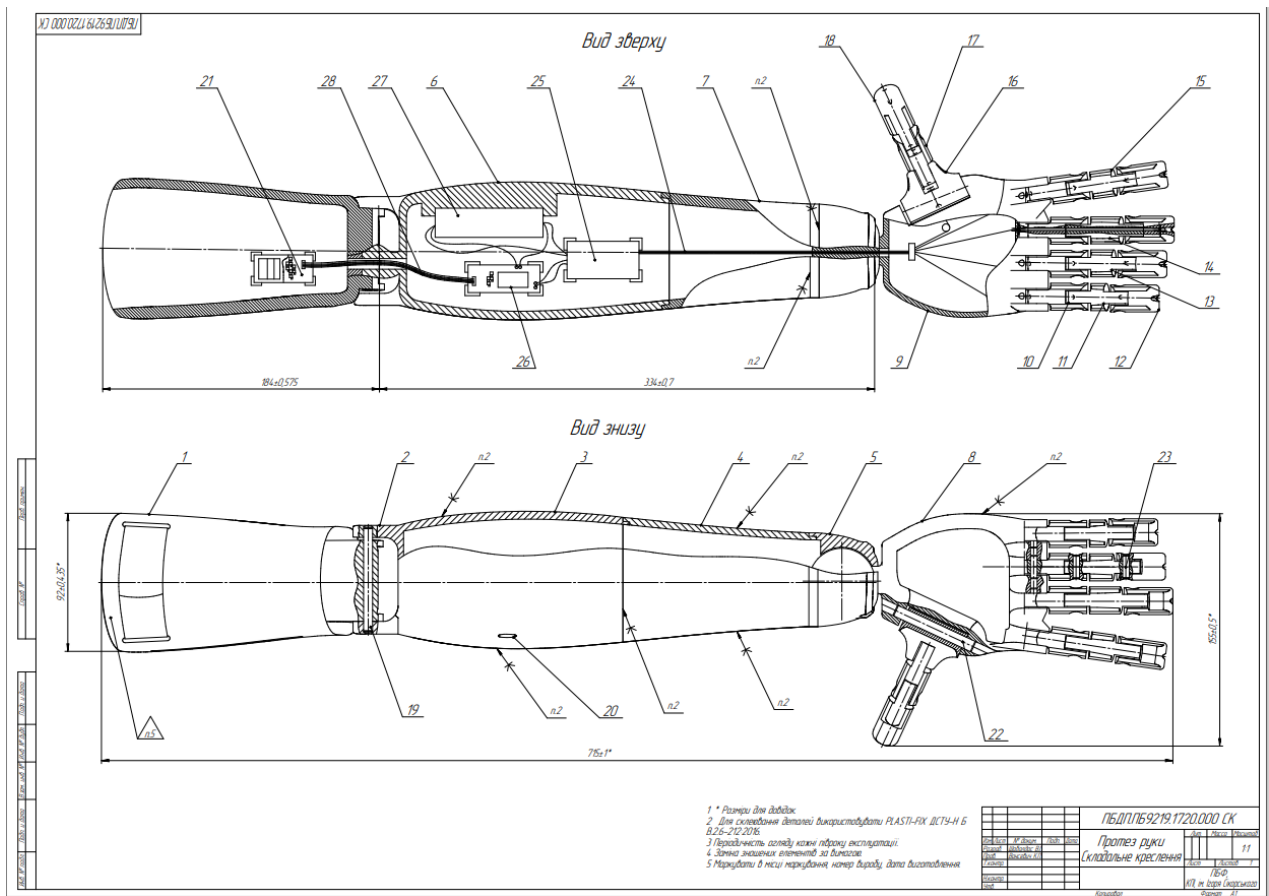
32. A. M. Simon, K. Stern, and L. J. Hargrove, "A comparison of proportional control methods for pattern recognition control," in Proc 2011 IEEE Eng Med Biol Conf. (EMBC 2011), Boston, MA, 2011, pp. 3354–3357.
33. C. Castellini and P. Van Der Smagt, "Surface EMG in advanced hand prosthetics," Biol. Cybern., vol. 100, no. 1, pp. 35–47, 2009.
34. P. F. Pasquina et al., "First-in-man demonstration of a fully implanted myoelectric sensors system to control an advanced electromechanical prosthetic hand," J. Neurosci. Methods, vol. 244, pp. 85–93, 2015.
35. H. Gagnon, M. Cousineau, A. Adler, and A. E. Hartinger, "A resistive mesh phantom for assessing the performance of EIT systems," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 57, no. 9, pp. 2257–2266, 2010.
36. P. J. Langlois, Y. Wu, R. H. Bayford, and A. Demosthenous, "On the application of frequency selective common mode feedback for multifrequency EIT," Physiol. Meas., 2015, vol. 36, no. 6, pp. 1337–1350.
37. Y. Zhang and C. Harrison, "Tomo: Wearable, low-cost, electrical impedance tomography for hand gesture recognition," in Proc. 28th Annual ACM Symp. User Interface Softw. Technol. (UIST 2015), Charlotte, NC, 2015, pp. 167–173.
38. Y. Wu, D. Jiang, J. Duan, X. Liu, R. Bayford, and A. Demosthenous, "Towards a high accuracy wearable hand gesture recognition system using EIT," in Proc. 2018 IEEE Int. Symp. Circuits Syst. (ISCAS 2018), Florence, Italy, 2018.
39. Vonsevysh, K. (2017). Information-measuring system of myograph of bionic limb prosthesis. *Perspektyvni Tekhnolohii ta Prilady*, 10(1), 32-37.
40. Матеріали XVI наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя. 2012. Том І. Природничі науки та інформаційні технології 21 УДК 004.78:617.3:616.7:612.7:519.7 Т. Бентковський, Є. Яворська (Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя). С.21.
41. ISSN 1814-4225. А. С. ДОВБИШ, В. В. МОСКАЛЕНКО, В. Ю. П'ЯТАЧЕНКО РАДІОЕЛЕКТРОННІ І КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ, 2017.с40-42.

42. І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар
ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ШТУЧНІ ОРГАНИ КОНСПЕКТ ЛЕКЦІЙ Київ КПІ ім. Ігоря
Сікорського 2021 с.22-60.
43. Ritchi, A. C. (2013). Extracorporeal Artificial Organs. *Biomaterials Science*, 827–841. doi:10.1016/b978-0-08-087780-8.00072-3
44. Вонсевич К. П. Міографічна система біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні : дис. канд. техн. наук : 05.11.17 / Вонсевич Костянтин Петрович – Київ, 2020. – 180 с.
45. Carrozza MC, Massa B, Micera S, Lazzarini R, Zecca M, Dario P: The Development of a Novel Prosthetic Hand - Ongoing Research and Preliminary Results. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 2002, 7: 108-114.
46. K. Vonsevych, M. Goethel, J. Mrozowski, “Fingers movements control system based on artificial neural network model”, *Radioelectronics and Communications Systems*, №. 1, T. 62, C. 23–33, 2019.
47. Lundborg G, Rosen B: Sensory substitution in prosthetics. *Hand Clinics* 2001, 17: 481-488.
48. Carrozza MC, Cappiello G, Micera S, Edin BB, Beccai L, Cipriani C: Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological Cybernetics* 2006, 95: 629-644.
49. Title Hand prosthesis with fingers that can be aligned in an articulated manner :пат. 2006332318 В2 США : А61F 2/54 / Fisher Adams Kelly — № 07/076765 ; заявл..07.12.2006 ; опубл. 26.07.2012. , Бюл. № 15— 9 с.
50. Кульшовий бандажний протез: пат. 7,438,762 В2 США : А61F 623/57 / Robert A. Erb — № 10/850,254 ; заявл. 20.05.2004 ; опубл. 21.10.2008 , Бюл. № 36 — 10 с.
51. R. F. ff. Weir and J. W. Sensinger, "Design of artificial arms and hands for prosthetic applications" in *Biomedical Engineering and Design Handbook*, New York, NY, USA:McGraw-Hill, vol. 2, pp. 537-598, 2009.
52. D. Childress and R. F. ff. Weir, "Control of limb prostheses" in *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*, Rosemont, IL, USA:American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004.

53. A. Fougner, O. Stavdahl, P. J. Kyberd, Y. G. Losier and P. A. Parker, "Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control—A review", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 5, pp. 663-677, Sep. 2012.
54. E. Scheme and K. Englehart, "Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 48, no. 6, pp. 643-659, 2011.
55. C. Cipriani et al., "On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: Analysis of user–prosthesis interaction", *IEEE Trans. Robot.*, vol. 24, no. 1, pp. 170-184, Feb. 2008.
56. T. A. Kuiken et al., "Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms.", *JAMA*, vol. 301, no. 6, pp. 619-628, 2009.
57. E. A. Biddiss and T. T. Chau, "Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years", *Prosthetics Orthotics Int.*, vol. 31, no. 3, pp. 236-257, 2007.
58. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, "Features of lowchannel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement", *Engineering Dynamics and Life Sciences*, Lodz: DAB&M of TUL Press, pp. 567-578, 2017.
59. L. Resnik, S. L. Klinger and K. Etter, "The DEKA arm: Its features functionality and evolution during the veterans affairs study to optimize the DEKA arm", *Prosthetics Orthotics Int.*, vol. 38, pp. 492-504, 2014.
60. J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar and R. F. Weir, "Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review.", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 50, no. 5, pp. 599-618, Jan. 2013.
61. E. Biddiss and T. Chau, "Upper-limb prosthetics: Critical factors in device abandonment.", *Amer. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 12, pp. 977-87, Dec. 2007.
62. E. Biddiss, D. Beaton and T. Chau, "Consumer design priorities for upper limb prosthetics", *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 2, no. 6, pp. 346-357, Jan. 2007.
63. [Tommaso Lenzi](#); [James Lipsey](#); [Jonathon W. Sensinger](#) , "The RIC Arm—A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis ",: [IEEE/ASME Transactions on Mechatronics](#) ,pp.2660 - 2671 ,Dec. 2016 .

64. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review / J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, R. F. Weir // Journal of Rehabilitation Research & Development. – 2013. – Vol. 50, Issue 5. – P. 599–617.
65. <https://help-master.com.ua/ua/p1025985962-atmega8-16au-tqpf.html>
66. <https://arduino.ua/prod1844-stabilizator-napryajeniya-lm7805-to-220>
67. http://radio-vtc.inf.ua/doc/less1_3.htm
68. <https://kitaec.ua/multimetr-tsifrovoy-0-600v-dt830b-f-30075/>
69. Румбешта В. О. Основи технології складання приладів / Валентин Олександрович Румбешта. – Київ: ІСДО, 1993. – 60-61 с.
70. Виробнича практика. Організація, проходження та захист звіту [Електронний ресурс] : навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за освітньою програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні» спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: М. О. Безуглий, Н. І. Бурау, Ю. В. Киричук, М. В. Філіппова. – Електронні текстові дані (1 файл: 704 Кбайта). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 40 с.
71. Дипломний проєкт бакалавра: виконання, оформлення та захист : навч. посіб. / Уклад. : С. П. Вислоух, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2022. – 64 с.

Додаток А. ГРАФІЧНІ МАТЕРІАЛИ



Перв. примеч.	ПБДП.ПБ9219.1720.006				
Стор. №	Протези верхніх кінцівок Пасивні Найпростіші Тягові Активні Тягові Міотонічні Біоелектричні Без зворотнього зв'язку Із зворотнім зв'язком				
Підп. і дата	Взам. инв. №	Инв. № докум.	ПБДП.ПБ9219.1720.006		
Инв. № подл.	Підп. і дата	Изм. Лист	№ докум.	Подп.	Дата
		Разраб.	Шаболин В.А.		
		Проб.	Вансевич К.Г.		
		Т.контр.			
		Н.контр.			
		Утв.			
			Класифікація протезів верхньої кінцівки		
			Лит.	Масса	Масштаб
			Лист	Листов	1
			ПБФ, КПІ, ім. Ігоря Сікорського		
			Формат А4		

Копіював

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кіл.	Прим.
A3			ПБДП.ПБ9219.1720.001 СК	Документація		
				Деталі		
		1	ПБДП.ПБ9219.1720.001.01	Основа	1	
		2	ПБДП.ПБ9219.1720.001.02	Рама	1	
		3	ПБДП.ПБ9219.1720.001.03	Верхній тубус	1	
		4	ПБДП.ПБ9219.1720.001.04	Нижній тубус	1	
		5	ПБДП.ПБ9219.1720.001.05	Напіє сфера	1	
		6	ПБДП.ПБ9219.1720.001.06	Верхнє передпліччя	1	
		7	ПБДП.ПБ9219.1720.001.07	Нижнє передпліччя	1	
		8	ПБДП.ПБ9219.1720.001.08	Долоня верх	1	
		9	ПБДП.ПБ9219.1720.001.09	Долоня низ	1	
		10	ПБДП.ПБ9219.1720.001.10	Перша фаланга	4	
		11	ПБДП.ПБ9219.1720.001.11	Друга фаланга мізинець	1	
		12	ПБДП.ПБ9219.1720.001.12	Третя фаланга	4	
		13	ПБДП.ПБ9219.1720.001.13	Друга фаланга безіменний	1	
		14	ПБДП.ПБ9219.1720.001.14	Друга фаланга середній	1	
		15	ПБДП.ПБ9219.1720.001.15	Друга фаланга вказівний	1	
		16	ПБДП.ПБ9219.1720.001.16	Перша фаланга вел. палець	1	
		17	ПБДП.ПБ9219.1720.001.17	Друга фаланга вел. палець	1	
		18	ПБДП.ПБ9219.1720.001.18	Третя фаланга вел. палець	1	
		19	ПБДП.ПБ9219.1720.001.19	Вісь	2	
		20	ПБДП.ПБ9219.1720.001.20	Роз'єм	1	
		21	ПБДП.ПБ9219.1720.001.21	sEMG sensor	1	
		22	ПБДП.ПБ9219.1720.001.22	Вісь великого пальця	1	
		23	ПБДП.ПБ9219.1720.001.23	Вісь пальцевої	14	
		24	ПБДП.ПБ9219.1720.001.24	Трос	5	
		25	ПБДП.ПБ9219.1720.001.25	Електро двигун	1	
Підп. і дата Інв. № дубл. Зам. інв. № Підп. і дата Зм. Арк. № докум. Підпис Дата Інв. № ориг. Розроб. Перев. Н.контр. Затв. Літера Аркуш Аркуші ДПБ.ПБ9219.1720.001 Рука протез						

Копіював

Формат А4

