

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ПРИЛАДОБУДІВНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ВИРОБНИЦТВА ПРИЛАДІВ**

«До захисту допущено»

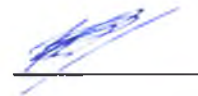
Завідувач кафедри


Михайло БЕЗУГЛИЙ
"19" 03 2023 р.

**Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньою програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в
приладобудуванні»
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
на тему: Комп'ютерно-інтегрована система роботизованої кінцівки**

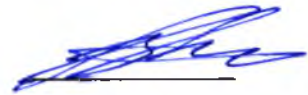
Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-391
Новицький Микола Анатолійович



Керівник:

к.т.н., ст. викладач
Вонсевич Костянтин Петрович



Рецензент:

ст. викладач, к.т.н.
Машута Маріана Сергіївна



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

Студент 

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

Новицькому Миколі Анатолійовичу

1. Тема проєкту «Комп'ютерно-інтегрована система роботизованої кінцівки», керівник проєкту Вончевич Костянтин Петрович, кандидат технічних наук, старший викладач, затверджені наказом по університету від «_26_» травня 2023 р. №_2002-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: Вступ. Конструкторський розділ: Анатомічні особливості будови кінцівок людини; Будова і функції опорно-рухового апарату;. Біомеханіка руху кінцівок; Класифікація роботизованих кінцівок; Методи керування роботизованими системами ; Патентний огляд; Аналіз сучасних зразків та аналогів; Розробка загального вигляду конструкції роботизованої кінцівки; Розробка функціональної схеми ; Принцип роботи комп'ютерно-інтегрованої системи ; Електрична схеми системи; Розрахунок окремих параметрів електричного вузла схеми; Вибір елементів конструкції роботизованої кінцівки. Технологічний розділ: Аналіз технологічності конструкції роботизованої кінцівки; Розрахунок точності складальних робіт; Розробка технологічного процесу

складання; Схема структурного складу; Технологічна схема складання; Висновки, Список використаних джерел, Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу : Класифікація роботизованих кінцівок; Функціональна схема; Електрична схема; Складальне креслення; Деталювання; CCC; ТСС.; Технологічний маршрут складання.

6. Дата видачі завдання 03 березня 2023 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Літературний огляд та аналіз механізму дії лазерного випромінювання на біологічну тканину	03 березня - 20 березня 2023 р.	<i>Вик</i>
2	Огляд об'єктів інтелектуальної власності	21 березня - 10 квітня 2023 р.	<i>Вик</i>
3	Класифікації лазеротерапевтичних апаратів	11 квітня- 30 квітня 2023 р.	<i>Вик</i>
4	Конструкція виносної рукоятки Креслення	01 травня- 10 травня 2023 р.	<i>Вик</i>
5	Методика розрахунку параметрів лазерного випромінювання	10 травня- 18 травня 2023 р.	<i>Вик</i>
6	Розрахунок значень параметрів електричних схем	18 травня- 20 травня 2023р.	<i>Вик</i>
7	Технологічний розділ та розрахунків	20 травня- 24 травня 2023 р.	<i>Вик</i>
8	Розробка CCC та ТСС	24 травня- 26 травня 2023 р.	<i>Вик</i>
9	Розробка маршрутних карт , Впровадження.	27 травня- 31 травня 2023 р.	<i>Вик</i>
10	Написання і оформлення пояснювальної записки та подача диплому до захисту	01 червня- 02 червня 2023 р.	<i>Вик</i>

Студент

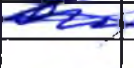
Микола НОВИЦЬКИЙ

Керівник

Костянтин ВОНСЕВИЧ

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	визн.
2	A4		Пояснювальна записка	68	визн.
3	A1	ДПБ-39106.1702.001 СК	Складальний кресленик	1	визн.
4	A2	ДПБ-39106.1702.002 СХ	Технологічна схема складання	1	визн.
5	A2	ДПБ-39106.1702.003 СХ	Структурна схема складання	1	визн.
6	A2	ДПБ.ПБз91061702.006	Алгоритм роботи керування	1	визн.
7	A1	ДПБ.ПБз9106.1702.005	Функціональн схема	1	визн.
8	A4	ДПБ.ПБз91061702.007	Класифікація роботизованих кінцівок	1	визн.
9	A2	ДПБ.ПБз9106.1702.004 ЭЗ	Модуль керування. Схема електрична принципова	1	визн.

				ПБ-39105.1720.000.ПЗ		
	ПБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Розробник	Новицький М.А.				1	69
Керівник	Вонсевич К.П.				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-391	
Консульт.						
Н/контр.						

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Анатомічні особливості будови кінцівок людини	10
1.1.1 Будова і функції опорно-рухового апарату	11
1.1.2. Біомеханіка руху кінцівок	14
1.2. Класифікація роботизованих кінцівок	27
1.3. Методи керування роботизованими системами	35
1.4. Патентний огляд	42
1.5. Аналіз сучасних зразків та аналогів	45
1.6. Розробка загального вигляду конструкції роботизованої кінцівки	51
1.7. Розробка функціональної схеми	51
1.7.1. Принцип роботи комп'ютерно-інтегрованої системи	53
1.8. Електрична схеми системи	54
1.8.1. Розрахунок окремих параметрів електричного вузла схеми	56
1.9. Вибір елементів конструкції роботизованої кінцівки	57
РОЗДІЛ 2 ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА	
2.1. Аналіз технологічності конструкції роботизованої кінцівки	58
2.2. Розрахунок точності складальних робіт.....	60
2.3. Розробка технологічного процесу складання.....	64
2.3.1. Схема структурного складу	65
ВИСНОВКИ.....	67
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	68
ДОДАТКИ.....	

АНОТАЦІЯ

Дипломний проєкт за темою «Комп'ютерно-інтегрована система роботизованої кінцівки», що містить 70 сторінок, 2 таблиці, 35 ілюстрацій, 21 формулу, 7 креслень, 7 додатків та 26 джерел згідно зі списком використаних джерел.

Метою дипломного проєкту є проєктування роботизованої кінцівки, яка під'єднується до блоку.

Розроблений протез дозволяє виконувати функцію захвату предметів для облегшення побутових справ. Такий протез є потрібним і був потрібний в будь-який час.

Під час виконання дипломного проєкту був загальний огляд анатомічній особливостей будови кінцівок людини, будову і функції опорно-рухового апарату, біомеханіку руху кінцівок, класифікацію роботизованих кінцівок, методи керування роботизованими системами, патентний огляд, аналіз сучасних зразків та аналогів. Також спроектовано алгоритм роботи, функціональну схему, електричну схему, технологічну та структурну схему складання.

Annotation

Thesis project on the topic "Computer-integrated machining system", containing 70 pages, 2 tables, 35 illustrations, 21 formulas, 7 drawings, 7 appendices and 26 sources according to the list of sources used.

The goal of the thesis project is to design an authorized limb that will connect to the unit.

The developed prosthesis allows you to perform the functions of grasping objects to facilitate household tasks. Such a prosthesis is necessary and was needed at any time.

During the completion of the diploma project, a general overview of the anatomical features of the structure of human limbs, the construction and function of the musculoskeletal system, the biomechanics of limb movement, the classification of robotic limbs, the methods of controlling robotic systems, patent review, analysis of fashionable samples and analogues is presented.

The work algorithm, functional diagram, electrical diagram, technological and structural assembly diagram were also designed.

ВСТУП

Протези використовувалися протягом століть, щоб надати людям із втратою кінцівок можливість відновити певний рівень функціональної незалежності. Сьогодні протези значно просунулися як у дизайні, так і в технологіях, що робить їх більш зручними, функціональними та зручними у використанні. Удосконалення технології протезування призвело до значних покращень у конструкції та функціональності обох протези верхніх і нижніх кінцівок.

Удосконалені матеріали та конструкція призвели до створення більш зручних, довговічних і функціональних протезів. Інтеграція робототехніки та штучного інтелекту призвела до створення протезів, які є більш інтуїтивно зрозумілими та зручними для користувача, що забезпечує більший контроль та функціональність. Розвиток сенсорного зворотного зв'язку також покращив контроль над протезами та досвід користувача, дозволяючи людям відчувати та контролювати свої протези кінцівок більш природно.

В даному дипломному проєкті було розроблений протез руки, а саме передпліччя і кисті.

При виконанні роботи над дипломним проєктом були вирішені наступні задачі:

1. Огляд літератури за темою дипломного проєкту.
2. Розробка конструкції та структурної схеми протезу.
3. Розробка та розрахунок елементів схеми електричної принципової.
4. Проектування протезу руки.

РОЗДІЛ 1. КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

1.1. Анатомічні особливості будови кінцівок людини

На еволюцію вищих хребетних значною мірою вплинула диференціація кінцівок, яка дозволила рептиліям, птахам і ссавцям пристосуватися до різних умов середовища. Люди, як і більшість наземних хребетних, мають дві пари кінцівок, відомих як грудні та тазові кінцівки. Ці кінцівки називають верхніми та нижніми відповідно через вертикальне розташування тіла людини.

Усі хребетні тварини, що живуть на суші, мають загальну схему будови своїх грудних і тазових кінцівок. Ця схема складається з двох частин: кісток грудного пояса або пояса кінцівок і кісток необмеженої частини кінцівки. Необмежений відділ кінцівки складається з трьох основних ланок (стилоподій, зевгоподій, аутоподій). Ці зв'язки дозволяють ідентифікувати гомологію (спільне походження) кісток як верхніх, так і нижніх кінцівок.

Пристосувальний характер кінцівок хребетних завжди виявляється в їх будові. Унікальні особливості будови кінцівок людини є прямим результатом нашої двонової ходи та необхідності адаптації до різних видів праці.

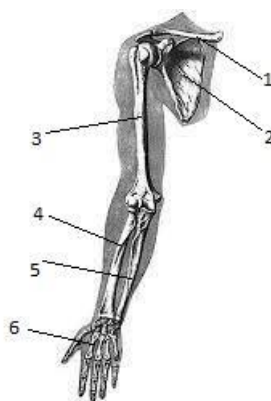


Рис.1.1. Скелет верхньої кінцівки [1]: 1- Ключиця, 2- Лопатка,

3- Плечова кістка, 4- Променева кістка, 5- Ліктьова кістка, 6- Кістки кисті.

Скелет з верхньої кінцівки складається:

а) Пояс верхньої кінцівки:

1) Лопатка

2) Ключиця

б) Вільна частина верхньої кінцівки:

1) Плечова кістка (проксимальний відділ)

2) Променева та ліктьова кістка (середній відділ)

3) Кістки кисті (дистальний відділ)

1.1.1 Будова і функції опорно-рухового апарату

Кістково-м'язова система складається з різних структур і виконує численні функції. Ця система включає кістки, м'язи, сухожилля та зв'язки. Кістки забезпечують основу для тіла, захищають життєво важливі органи та витримують вагу тіла. М'язи відповідають за рух і поставу, а сухожилля з'єднують м'язи з кістками. З іншого боку, зв'язки відповідають за з'єднання кісток між собою та забезпечення стабільності суглобів. Разом ці структури працюють узгоджено, щоб забезпечити рух, захист життєво важливих органів і підтримку структурної цілісності тіла.

Кістково-м'язова система складається з двох основних компонентів: скелета та м'язів. Скелет вважається пасивним компонентом, а м'язи – активним компонентом. Кістки, що утворюють скелет, діють як важелі, які активуються м'язами. Відповідно, різні частини тіла змінюють своє взаємне положення, уможливлуючи рух у просторі та забезпечуючи опору.

Кожна особистість народжується, росте і живе під впливом земного тяжіння, що змушує долати цю силу при кожному русі; в результаті опорно-руховий апарат виконує антигравітаційну функцію.

Опорно-руховий апарат анатомічно і функціонально тісно пов'язаний, і обидві його частини походять від одного зародкового листка — мезодерми.

Опорно-руховий апарат має наступні функції:

- 1) ***Опорна*** (Скелетна система не тільки забезпечує структурну опору для тіла, але також діє як важлива опорна точка для м'язів. М'язам потрібна фіксована точка, щоб скорочуватися та проявляти силу, і скелетна система забезпечує цю необхідну основу. Крім того, скелетні м'язи відповідають за утримання тіла в певному положенні, допомагаючи підтримувати поставу та стабільність);
- 2) ***Рухова*** (Рух стає можливим завдяки з'єднанню кісток через суглоби та скороченню прикріплених до них м'язів);

- 3) **Захисна** (Принцип захисту очевидний у створенні порожнин у кістках, у яких знаходяться важливі органи. Область грудної клітини, наприклад, захищає серце і легені від будь-яких фізичних впливів, тоді як нижня частина хребта, кістки тазу і м'язи живота захищають внутрішні органи, такі як шлунок, кишечник і нирки. Крім того, череп захищає мозок, тоді як спинний мозок захищений хребтом);
- 4) **Метаболічна** (бере участь в обміні мінеральних речовин);
- 5) **Кровотворна** (передбачає використання кількох м'язів, кожна з яких має різноспрямовану дію. Крім того, скелетні м'язи служать органами чуття з нервовими закінченнями або рецепторами, розташованими в м'язових волокнах і сухожиллях, які передають сигнали в центральну нервову систему)

Скелет людини має певні особливості, які є результатом його адаптації до прямоходіння.

Те, як люди ходять і працюють, значною мірою впливає на структуру їх скелетної системи. Пряме стояння на двох ногах звільнило руки від необхідності підтримувати вагу тіла під час ходьби. У результаті рука перетворилася на знаряддя праці з спритними пальцями, здатними робити складні рухи. Великий палець, який відрізняється від інших пальців, дозволяє нам виконувати як широкі жести, так і точні дії. Така будова руки дозволяє виконувати розмашисті рухи та делікатні маніпуляції.

Завдяки тому, що ноги витримують всю вагу тіла, кістки нижніх кінцівок значно товщі та міцніші, ніж кістки рук. Водночас дугоподібна форма стопи дозволяє їй поглинати удари та створювати пружний ефект під час ходьби, бігу чи стрибків.

Через вертикальне положення тіла людини пояс нижніх кінцівок набагато ширший, ніж у інших ссавців, і нагадує форму чаші. У такому вертикальному положенні таз служить опорою для органів, розташованих у черевній порожнині.

Хребет людського тіла природним чином має чотири вигини, які поглинають і зменшують вплив раптових різких рухів. І навпаки, у ссавців, які покладаються на чотири ноги для пересування, хребет не оснащений такими вигинами.

На відміну від інших ссавців, стиснення грудної клітки людини відбувається в спинно-черевному напрямку, а не з боків.

Мозковий відділ людського черепа більший за лицьовий, що пов'язано з двоногим рухом. Навпаки, у тварин більш розвинений лицьовий відділ, ніж мозковий. Це пояснюється відносно меншим розміром їхнього мозку та більш розвиненими щелепами, які служать як органами живлення, так і захисту.

Підтримання здоров'я тісно пов'язане з фізичною активністю, і її роль неможливо переоцінити.

Доведено, що заняття фізичною культурою покращують функції опорно-рухового апарату, активізують обмінні процеси, підвищують опірність організму до різних захворювань. Значення рухової активності в житті людини неможливо переоцінити. Яскравим прикладом цього є розвиток дрібної моторики рук дітей, що сприяє зональному розвитку структур мозку.

Для підтримки здоров'я необхідний активний спосіб життя. Навпаки, малорухливий спосіб життя, також відомий як *гіподинамія*, може призвести до виникнення різних захворювань. Відсутність фізичної активності може порушити належне функціонування кістково-м'язової, серцево-судинної, кровоносної, дихальної та травної систем.

Тіла жінок і чоловіків демонструють відмінності як в анатомії, так і в фізіології.

Як чоловічі, так і жіночі організми мають багато подібностей у будові, але водночас мають значні відмінності. Ці відмінності стають очевидними навіть на ранніх стадіях дитинства, але найбільш яскраво вони виявляються на початку статевого дозрівання.

Підшкірний жировий шар, розташований в області живота і стегон, помітно відрізняється у дорослих чоловіків і жінок. Жінки, як правило, мають ширший таз,

тоді як у чоловіків плечі, як правило, ширші. Тазові кістки у жінок порівняно тонші й гнучкіші.

Грудний тип дихання більш поширений серед жінок, що призводить до коротшої грудної клітки, тоді як чоловіки, як правило, використовують черевне дихання (також відоме як діафрагмальне дихання), що призводить до відносно більшої грудної клітки.

Відмінності в анатомії та фізіології між чоловіками та жінками зумовлені насамперед їхніми різними ролями в репродуктивному процесі.

1.1.2. Біомеханіка руху кінцівок.

Механіка руху кінцівок у біомеханічному контексті є складною темою.

Наука біомеханіка використовує механіку для дослідження властивостей біологічних елементів, таких як м'язові та кісткові тканини. Ця галузь дослідження заглиблюється в їх адаптивні моделі у відповідь на навколишнє середовище, механічні рухи та поведінку на різних рівнях організації та станів, включаючи етапи розвитку, старіння та патологію.

Біомеханіка служить багатьом цілям, включаючи медичну діагностику, створення замінників тканин і органів, розробку методів впливу на процеси живого організму, вивчення можливостей руху людини та захист людей від шкідливого впливу навколишнього середовища в екстремальних умовах.

Плечовий суглоб

Суглобова западина на рівні лопатки стикається з великою голівкою плечової кістки в плечовому суглобі. Цей суглоб, який має кулькоподібний тип, є найбільш гнучким суглобом в організмі завдяки товстій суглобовій капсулі та слабким зв'язкам.

Різні рухи, які відбуваються в плечовому суглобі:

- 1) Переміщення плеча у відведенні та приведенні відносно передньо-задньої осі, яка лежить у сагітальній площині;
- 2) Акт підйому та опускання відносно осі, розташованої у фронтальній осі.

Ліктьовий суглоб

Суглоб, який з'єднує передпліччя з плечем, відомий як ліктьовий суглоб.

Суглобова капсула ліктя об'єднує три окремі суглоби в один:

- 1) плечоліктьовий;
- 2) плечопроменевий;
- 3) проксимальний променеволіктьовий суглоб.

Рух плечового суглоба здійснюється вздовж однієї осі, що продиктовано структурою суглоба як блокоподібного шарніра. Суглоб здатний до згинання і розгинання.

Незважаючи на те, що анатомічна будова плечепроменевого суглоба куляста, він здатний лише до згинання та обертання.

Циліндричний суглоб, який є проксимальним променевим суглобом, складається з обертової проксимальної поверхні променевої кістки, вкритої хрящем, яка рухається відносно нерухомої ліктьової кістки.

Проксимальний променезап'ястковий суглоб

Проксимально розташований променево-зап'ястковий суглоб – це двовісний суглоб, де округла западина променевої кістки контактує з опуклими проксимальними суглобовими поверхнями, що належать до першого (проксимального) ряду кісток зап'ястка. Важливо відзначити, що ліктьова кістка не є частиною цього суглоба.

Розглянута структура гарантує, що рука може згинатися до долоні та витягуватися дорсально до тилу навколо поперечної осі.

Відбувається рух до великого пальця і рух від мізинця, коли справа доходить до вертикальної осі тильної частини долоні. Дистальний зап'ястний суглоб, який розташований між двома рядами кісток зап'ястка, має мінімальну рухливість.

Суглоб, що з'єднує зап'ясткові кістки, прийнято називати **зап'ястково-зап'ястковим суглобом**.

Як правило, зап'ястковий суглоб великого пальця набуває форму сідла. Цей суглоб дозволяє рухатися за двома різними осями, а саме приведення та відведення

відносно другого пальця, також відомого як вказівний. Крім того, він забезпечує можливість протиставлення інших пальців і повернення у вихідне положення.

Значна функція захоплення людської руки пояснюється здебільшого необмеженим рухом великого пальця.

Рухи в суглобах між дистальними кістками зап'ястя та інших чотирьох пальців відносно незначні.

П'ястно-фалангові суглоби кисті

Суглоби, що з'єднують п'ясткові та фалангові кістки кисті.

Суглоби між п'ястковими та фаланговими кістками за поведінкою нагадують кулясті суглоби. Це демонструється здатністю робити майже кругові рухи витягнутим вказівним пальцем. Ці суглоби також дозволяють значно розвести пальці при згинанні, але діапазон бічних рухів обмежений. Суглоби пальців кисті переважно дозволяють згинатися та розгинатися, відбуваючись лише навколо однієї осі завдяки своїй блокоподібній структурі.

Функція захоплення кисті

Кисть і зап'ястя здатні функціонувати разом завдяки прорахованій комбінації відхилень у рухах суглоба. При цьому основне завдання плечового і ліктьового суглобів полягає в тому, щоб розташувати «кінцевий орган захоплення – руку» в оптимальному місці по відношенню до об'єкта захоплення.

Точне регулювання і контроль окремих рухів і їх комбінацій, необхідних для певних захоплень, стає можливим завдяки реалізації схеми управління з тактильними і зоровими рецепторами зворотного зв'язку.

Коли верхню кінцівку ампутують, не тільки втрачається складний хапальний інструмент руки, але також втрачається половина контролюючого зворотного зв'язку – тактильного відчуття.

Наслідки використання штучної кисті інтригують. Хоча спочатку він призначений для використання як доповнення, відсутність тактильного зворотного зв'язку змушує його використовувати лише під візуальним наглядом. В результаті вона стає функціональною кистю, а неуражена кінцівка бере на себе відповідальність за тактильне сприйняття.

Вивчаючи можливості використання штучної руки, необхідно ознайомитися з різними техніками, які використовуються для захоплення природної здорової руки. На підставі досліджень Цур-Верти та Гільгенфельдта існує чотири різні форми захоплення руками, які демонструють різні характеристики протягом самого акту хапання.

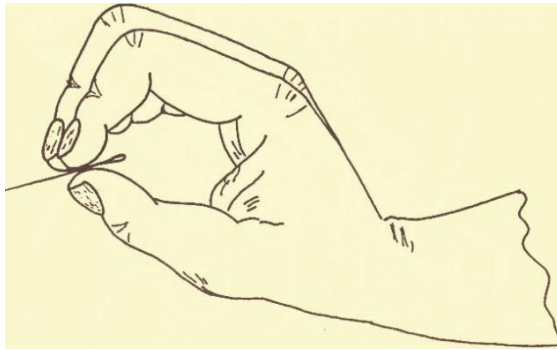


Рис.1.2. Тонкий або щипковий захват [2]



Рис.1.3. Широкий, грубий або кулачний захват [3]



Рис.1.4. Крючковий схват або захват довгими пальцями[4]

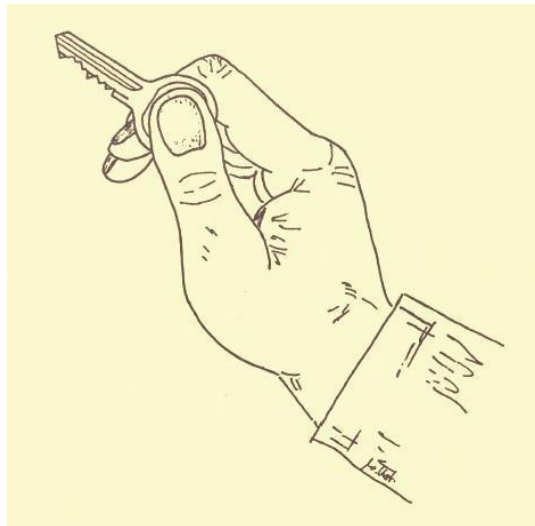


Рис.1.5. Схват ключа або бічний захват [5]

Механічні властивості кісток

Кістки відіграють багатогранну роль, оскільки вони служать для захисту, підтримки та живлення рухових функцій. Під час фізичної активності кістки зазнають чотирьох різних типів впливу, до яких належать розтягування, стиснення, згинання та скручування.

1) Трубочаста кістка здатна витримувати 150 Н/мм^2 при розтягуванні у висі на перекладині. Цей рівень витривалості в 30 разів перевищує тиск, необхідний для руйнування цегли. Кістки мають міцність, яка перевершує міцність дуба та порівнюється з міцністю чавуну.

2) Пружність кісток посилюється під впливом тиску. З усіх кісток людського тіла великогомілкова кістка є найміцнішою, вона здатна витримати вагу 16 000-18

000 Н (1,6-1,8 тонни), що еквівалентно вазі 27 осіб. Стегнова кістка також досить міцна, здатна витримати вагу 1,2 тонни.

3) При згинанні кістки відчують значне навантаження. Наприклад, стегнова кістка може витримати масу до 1200 кг без перелому. Проте, коли люди старіють, їхні кістки стають більш крихкими через зменшення кількості присутнього органічного матеріалу (оссеїну).

4) Під час обертальних рухів кістки витримують зусилля від 30 до 140 Н/м. В результаті момент крутних сил під час ходьби може досягати 15 Н/м..

Постійний тиск, який чиниться на кістки, беззаперечно впливає на їхній фізичний вигляд. Це демонструється збільшенням кількості остеонів, а також підвищеним ступенем кальцифікації кісток. Крім того, розташування кісткових перекладин у самій кістці може змінитися в результаті цього тиску. Наприклад, у важкоатлетів часто товщі кістки ніг і хребта, тоді як у футболістів спостерігаються зміни у зовнішніх частинах плеснових кісток. Тим часом у тенісистів зазвичай спостерігаються зміни в кістках передпліччя. Зрештою, кістки служать основою для людського тіла, діючи як важелі та маятники для полегшення руху.

Щоб зрозуміти рухи людини, необхідно глибоке розуміння біомеханічної будови опорно-рухового апарату. Це передбачає чітке розуміння принципів, що керують структурою як пасивних компонентів, таких як кістки та їхні з'єднання, так і активних компонентів, таких як м'язова система. У той час як анатомія заглиблюється в дрібниці будови тіла, біомеханіка зосереджується на специфічних особливостях будови, які впливають на властивості органів, залучених до опори та руху, а також на їх роль у виконанні рухових функцій.

У галузі біомеханічних досліджень неможливо розглянути кожен аспект будови та функцій організму. Замість цього будується модель тіла для дослідження руху, відома як *біомеханічна система*. Ці системи мають фундаментальні властивості, важливі для виконання рухових функцій, і не складаються з окремих частин. Вони служать спрощеною копією або моделлю людського тіла, що полегшує вивчення моделей рухів (як показано на Рис. 1.6). Біомеханічні системи представлені в різних моделях, таких як Фішер і Абалакова.

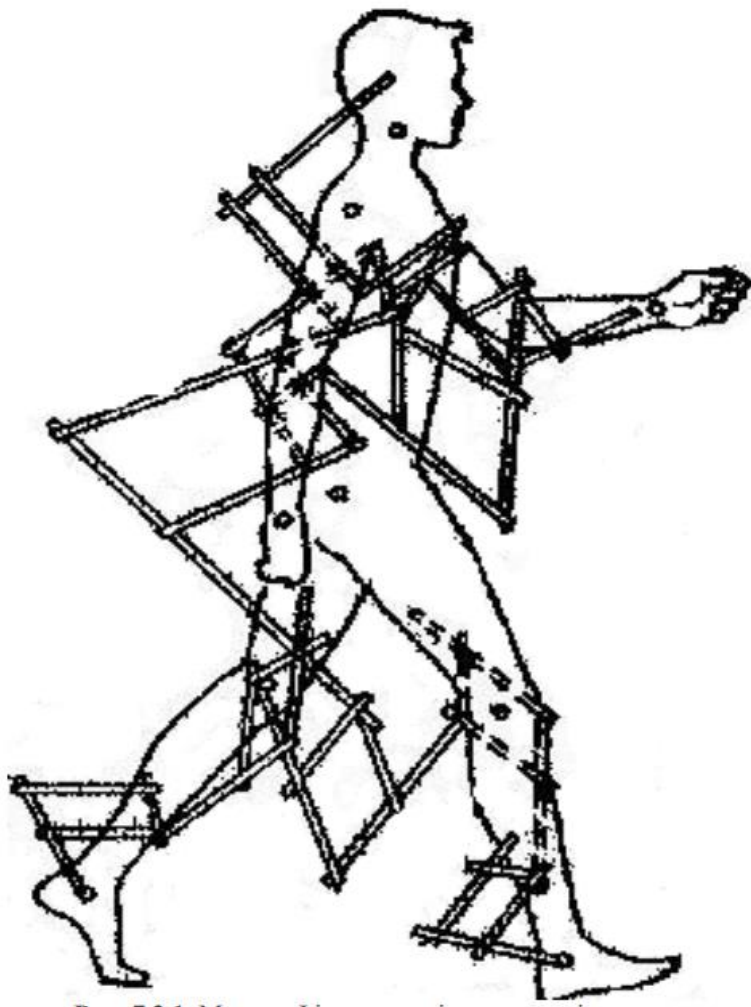


Рис. 1.6. Модель Фішера дослідження рухів людини [6]

Набір живих органів і тканин, які демонструють подібні характеристики в прояві законів механічного руху, а також їх участь, управління або використання в таких рухах, називають **біомеханічною системою**.

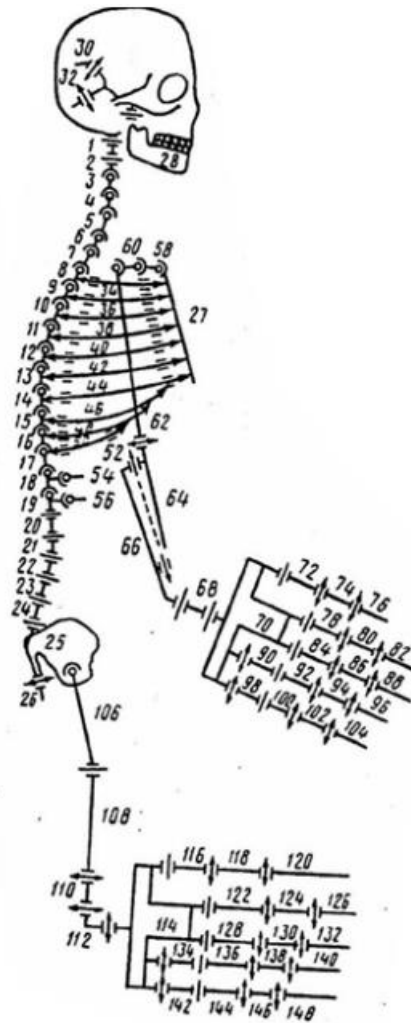


Рис. 1.7. Структурна схема опорно-рухового апарату людини [7]
(за А.Морецриетал, 1981)

Біомеханічна система складається з кількох біокінематичних ланцюгів, які з'єднують численні частини тіла, здатні рухатися. Ці ланцюги піддаються дії зовнішніх сил, які зазвичай називають навантаженнями, які призводять до деформації та змін у моделях руху.

Ряд біокінематичних пар утворює біокінематичний ланцюг, де кожна пара з'єднана послідовно.

Біокінематична пара — це сполучна ланка між двома кістковими механізмами, яка забезпечує рух, і на неї впливає як структура самого з'єднання, так і контроль м'язів.

Біокінематичні пари опорно-рухового апарату людини створені для створення лише заздалегідь визначених рухів шляхом з'єднання двох ланок певним чином. Це досягається завдяки *ступеням свободи* окремих ланок і тіла в цілому, що визначає

напрямок руху. Важливо відзначити, що кількість зв'язків ланок і ступенів свободи в живих організмах перевищує те, що розглядається в теорії механізмів і машин, яка єдина.

Складні зв'язки всередині людського тіла можна порівняти з системою унікальних маятників і важелів. Основа цих біокінематичних ланцюгів лежить в кістках, які з'єднані разом таким чином, що дозволяють рухатися. Сили, що діють на ці кістки, наприклад напруга м'язів, діють на ланки цих ланцюгів подібно до дії важелів. Це дозволяє передавати силу через ланки, навіть на відстані, і дозволяє змінювати вплив цих сил.

Кісткові важелі мають здатність зберігати своє положення та маніпулювати ним, коли на них діють зовнішні сили. Ці важелі з'єднані рухомими шарнірами. Сили, що діють на кістку, як і будь-який важіль, можна розділити на різні групи:

- 1) Сили, які розташовані в площині осі суглоба, не впливають на рух навколо цієї конкретної осі;
- 2) Сили з компонентами в площині, перпендикулярній до осі важеля, можуть впливати на рух навколо осі в двох протилежних напрямках – рухова сила (вирівняна з рухом) і гальмівна сила (вирівняна проти руху).

Можливо, ви знаєте, що існує три типи важелів: тип I, у якому сили прикладаються з протилежних сторін від точки опору, тип II, у якому сили прикладаються з одного боку з рівними плечима, і тип III, в якому сили прикладені з одного боку різними плечима.

Існує три типи важелів: важіль I типу має два плеча, а тип II і III має лише одне плече. Приміром важеля III типу є передпліччя при утриманні будь-якого предмета (рис. 1.8, А): у ліктьовому суглобі знаходиться точка опору, а з одного боку від нього діють дві протидіючі сили: сила тяжіння F_1 і сила тяги м'язів F_2 .

Більшість важелів в організмі людини відносяться до другого або третього класу. Однак існують також першокласні важелі, такі як голова, як показано на малюнку 1.8, Б.

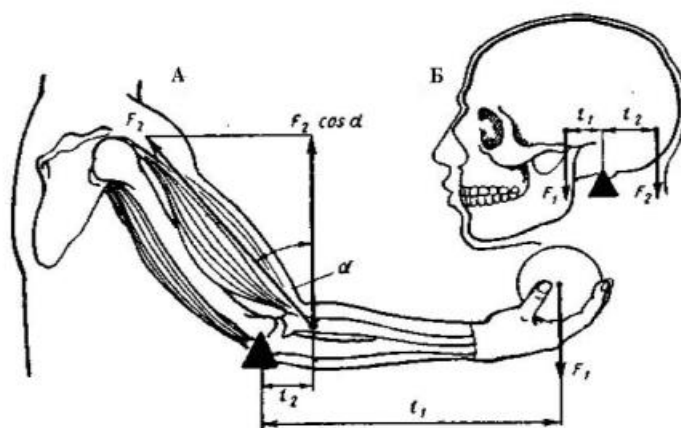


Рис.1.8. Приклади важелів різного роду [8]: А- передпліччя – важіль III роду,
Б – голова – важіль I роду

Крім того, залежно від місця, де м'язи прикріплені до кістки, тип важеля може змінюватися. Як зазначалося раніше, по відношенню до згиначів передпліччя класифікується як важіль III типу або одноплечий важіль. З іншого боку, коли задіяні м'язи-розгиначі, наприклад, коли тіло утримується над головою, передпліччя функціонує як важіль типу I або двоплечий важіль. Зображення цих важелів показано на малюнку 1.9.

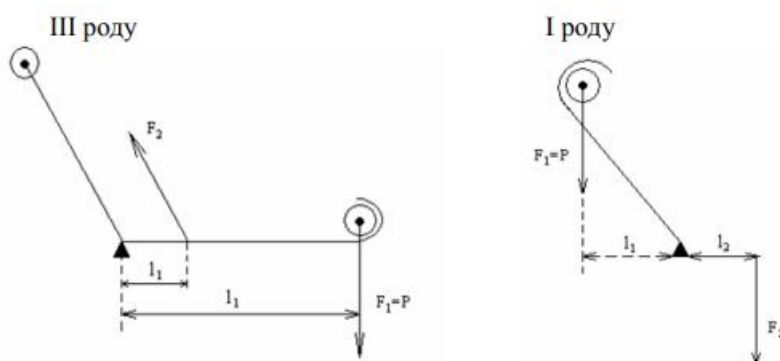


Рис. 1.9. . Схематичний вигляд утворення важелів передпліччям руки [9]: III роду при утриманні рукою вантажу (схема зліва), I роду – при підйомі вантажу над головою (схема справа)

Ось деяка інформація, що стосується механіки твердого тіла.

Відстань між точкою опори важеля і точкою прикладання сили називається **плечем важеля**. Коли сила F прикладена до важеля під кутом, який не є перпендикулярним, її можна розділити на дві складові: **дотичну** та **нормальну**. Тангенціальна складова, яка є дотичною до шляху точок важеля, впливає на

швидкість руху важеля і тому називається **обертальною або явною**. Нормальний компонент, який є перпендикулярним до напрямку руху, не має механічного впливу. Однак біомеханічний підхід повинен враховувати, що нормальний компонент притискає суглобові поверхні суглоба один до одного, фіксуючи суглоб, звідси і назва «фіксація».

Стан збереження рівноваги і рухливості зв'язків в якості важелів

Для руху однієї кінцівки потрібна пара сил. Якщо розглядати суглоб, то ця пара сил створюється напругою м'язів і реактивною силою. Реактивна сила створюється тиском однієї суглобової поверхні на іншу. Приклад цього можна побачити в обертальному русі під час згинання ліктьового суглоба, як показано на малюнку 1.10. У цьому прикладі тягова сила двоголового м'яза променевої кістки (F_T) ділиться на дві складові: обертальна сила (ab) і реактивна сила тиску (ad), викликана контактом між променевою та плечовою кістками.

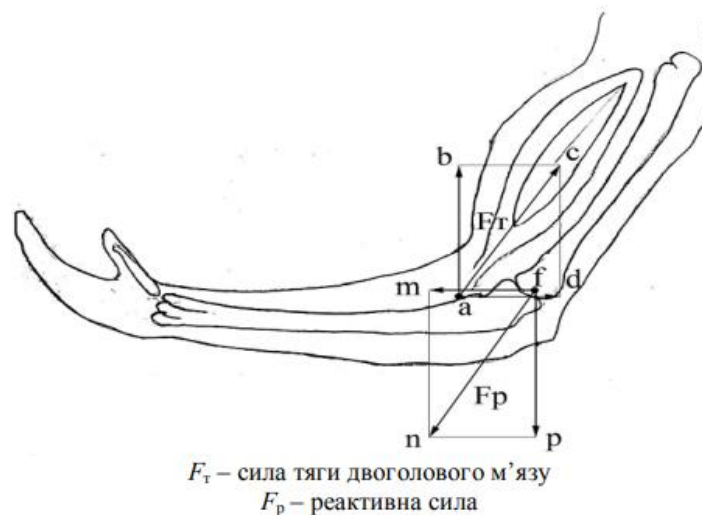


Рис. 1.10. Схема дії пари сил при обертальному русі в суглобі[10].

Коли сила F_T переміщується до точки прикріплення f , вона перетворюється на тиск, що діє вздовж плечової кістки. Реактивна сила F_R діє проти цієї сили і може бути розділена на дві окремі сили f_m і f_p . Поєднання F_T і F_R створює пару сил, які призводять до згинання ліктьового суглоба.

За відсутності реактивної сили передпліччя рухалося б у напрямку тяги двоголового м'яза замість згинання в ліктьовому суглобі.

Щоб обчислити обертальний момент $M(F)$, потрібно помножити величину м'язової сили (або будь-якої іншої діючої сили, наприклад сили тяжіння) F на її плече d . Плече d — це перпендикулярна відстань від центру суглоба до лінії дії сили F і обчислюється як $d = l \sin \alpha$:

$$M(F) = F \cdot d = F \cdot l \sin \alpha \quad (1.1)$$

Механізм обертання ліктьового суглоба є динамічною схемою, де кістки передпліччя функціонують як важіль третього класу, як показано на малюнку 1.11. Якщо плече утримувати у вертикальному положенні, а передпліччя зігнути під певним кутом, утворюється цей важіль.

Коли двоголовий м'яз скорочується, він створює силу, яка призводить до обертання променевої кістки вгору. Момент обертання двоголового м'яза розраховується шляхом множення сили F_T на плече $l = ab$ на синус кута α :

$$M(F_T) = F_T \cdot l \sin \alpha \quad (1.2)$$

М'яз, відомий як біцепс, функціонує проти двох сил тяжіння: ваги передпліччя та кисті (P_1), а також ваги тіла, яке підтримується рукою (P_2). Ці дві сили обидві спрямовані вниз і діють на м'яз під однаковим кутом β .

Точка прикладання сили, P_1 , розташована в центрі ваги системи «передпліччя-кисть» (елемент C_1). Отже, плече має довжину ac_1 . Так само точка прикладання сили, P_1 , розташована в центрі ваги тіла (елемент C_2). Це означає, що плече має довжину ac_2 . Обертальні моменти цих сил відносно ліктьового суглоба еквівалентні:

$$M(P_1) = P_1 \cdot l_1 \cdot \sin \beta \quad (1.3)$$

$$M(P_2) = P_2 \cdot l_2 \cdot \sin \beta \quad (1.4)$$

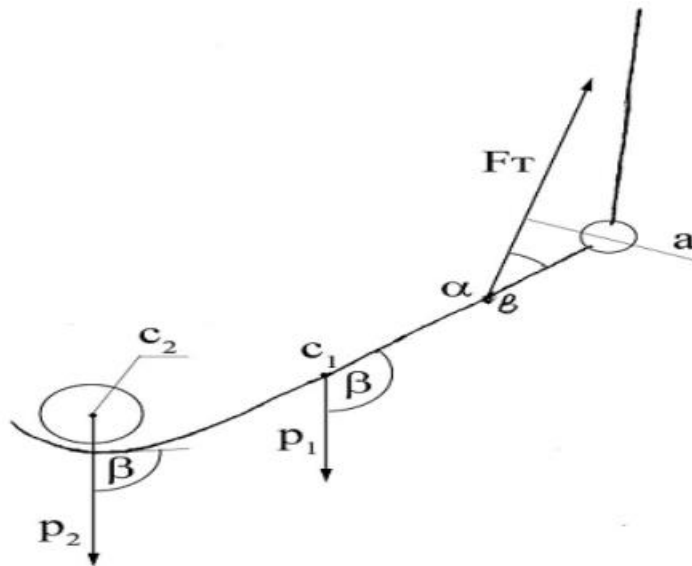


Рис. 1.11. Динамічна схема обертального руху в ліктьовому суглобі [11]

Щоб м'яз зберігав рівновагу й утримував навантаження, має бути рівновага між моментом сили, що створюється м'язом, і моментами сили тяжіння:

$$M (FT) = M (P1) + M (P2) \quad (1.5)$$

Якщо:

$$M (FT) > M (P1) + M (P2) \quad (1.6)$$

у ліктьовому суглобі відбувається згинання;

Якщо:

$$M (FT) < M (P1) + M (P2) \quad (1.7)$$

у ліктьовому суглобі відбувається розгинання.

У випадку (1.5.) м'яз виконує утримуючу роботу, в (1.6.) – переможну, в (1.7.) – уступальну.

1.2. Класифікація роботизованих кінцівок

Розробка протезів верхніх чи нижніх кінцівок дає людям, які пережили ампутацію або народилися без кінцівок, можливість відновити рухливість і вести життя, яке не визначається їхньою інвалідністю. Інженери провідних компаній-виробників постійно прагнуть покращити функціональність протезів і навіть винаходять нові типи протезів, наприклад біонічні, які точно імітують природні функції. Мета полягає в тому, щоб забезпечити людей протезами кінцівок, які забезпечують максимальний рівень незалежності та свободи в повсякденному житті.

Конструкції протезів верхніх кінцівок охоплюють широкий спектр, починаючи від косметичних протезів фаланги пальців і закінчуючи просунутими функціональними протезами, які керуються потенціалом дії м'язів і мають численні шарніри, що приводяться в рух двигунами після ізоляції плеча.

Залежно від призначення протези можна розділити на дві групи: косметичні та естетичні протези, які також називають пасивними протезами, і функціональні протези, також відомі як активні протези.

Продукти, які вважаються **функціональними**, призначені для активного забезпечення часткової заміни втрачених функцій кінцівки. Ці вироби можуть набувати різного вигляду – або повторювати зовнішній вигляд втраченої кінцівки з великою кількістю деталей, або представляти більш авангардний естетику з металевими або полімерними елементами та електронними компонентами.



Рис. 1.12. Функціональний протез [12]

Косметичні протези розроблені так, щоб із достатньою точністю нагадувати відсутню кінцівку. Протез, як правило, виготовлений із міцного пластику, може бути відлитий із зовнішнім виглядом вен, щоб ще більше підвищити його реалістичність. Хоча косметичний протез ноги здатний підтримувати ходьбу, він не підходить для бігу. Подібним чином, косметичний протез руки може виконувати лише базові завдання, наприклад, утримувати ложку.



Рис.1.13. Косметичний протез [13]

Різні протези поділяються на категорії залежно від рівня **ампутації**, наприклад, протези для окремих пальців, цілих кистей, передпліччя з ліктьовими суглобами та плечі з плечовими суглобами для рук. Рівень ампутації значною мірою впливає на складність контролю над протезами. Подібним чином протези ніг класифікуються на три рівні: протези стопи, протези ноги та протези стегнової кістки.

Доступні різні типи функціональних протезів верхніх кінцівок.

Функціональні протези рук можна розділити на чотири різні типи:

- 1) механічні, або тягові;
- 2) біонічні, або міоелектричні;

- 3) гібридні (комбіновані);
- 4) Спеціальне протезування для певних видів діяльності.

Коли мова заходить про механічні протези, які покладаються на тягу, найбільш поширені з них віддають перевагу через їх винятковий баланс між функціональністю та доступністю, а також їх простоту у створенні та обслуговуванні. Механізм, відповідальний за керування суглобами та пальцями протезної кінцівки, передається через систему тяги, яка отримує енергію від уцілілих м'язів. Залежно від обсягу ампутації м'язи, що використовуються для цього завдання, можуть відрізнятися, причому найчастіше використовуються м'язи плеча або лопатки.



Рис. 1.14. Тяговий механічний протез [[14](#)]

Переваги:

- 1) Стабільна конструкція;
- 2) Прийнятна ціна;
- 3) Невелика вага;
- 4) Низька вартість технічного обслуговування

Недоліки:

- 1) Обмежена сила затиску;
- 2) Обмежений ступінь рухів;
- 3) Система тяг може бути некомфортною та обмежувати рухи;

4) Неприродний зовнішній вигляд.

Активація **міоелектричних протезів** досягається за допомогою електродів, які інтерпретують електричні сигнали, що генеруються м'язами в кінцівці під час скорочення. Потім ці сигнали передаються на мікропроцесор, який згодом запускає протез. Протез здатний виконувати різні функції, включаючи обертання руки, захоплення та утримання предметів. Крім того, міоелектричні протези кисті дають можливість працювати з дрібними предметами, такими як ручки, ложки та виделки.

Розроблена для людей усіх вікових груп – дітей, підлітків і дорослих – система продемонструвала свою перевагу. Навіть після ампутації кукса зберігає сліди м'язів, які колись використовувалися для захоплення. Ці м'язи можуть скорочуватися і виробляти електричний імпульс змінного струму, який контрольні електроди протеза сприймають через шкіру. Посилюючи цей сигнал, електроди можуть активувати електродвигун навіть при незначному скороченні м'язів. Мотор, який є водночас потужним і компактним, керує вказівним і великим пальцями через мініатюрну систему передачі.

Револьюційний плечовий протез Myoelectric, оснащений першим у світі електричним ліктьовим суглобом під назвою DynamicArm, може імітувати природні рухи здорової руки з надзвичайною точністю. Гармонійні рухи модуля є точними та швидкими, що забезпечує неперевершену незалежність для користувача у повсякденній рутині. Модуль не тільки непомітний під час роботи, але також вільно розгойдується завдяки легкій амортизації та повній тиші, створюючи природне та непомітне враження.

Переваги:

1) Електрична кисть SensorHand Speed є швидкою та надійною. Фактично, вона відкривається та закривається майже втричі швидше, ніж інші протези кисті. З максимальною швидкістю захоплення 300 мм/с вона також є одна із найшвидших. Крім того, цей протез руки оснащений спеціальними датчиками, які можуть виявляти, коли предмет, який він тримає, починає вислизати.

2) Двигун ліктьового шарніра DynamicArm забезпечує легкість переміщення, оскільки він працює вдвічі швидше, ніж інші електричні ліктьові

системи. Щоб рука перейшла з початкового положення до повного згинання, потрібно лише півсекунди;

3) DynamicArm може похвалитися вражаючою надійністю: він легко відкривається під час завантаження та може повертатися в попереднє положення без сигналу розблокування. Це означає, що користувачі можуть виконувати менше компенсаторних рухів і зберігати природну поставу;

4) Посадка протеза руки розроблена для максимального комфорту. Самоблокувальна втулка виготовляється на замовлення відповідно до ваших точних специфікацій і може використовуватися з внутрішньою змінною вставкою або без неї. Цей рукав забезпечує точну фіксацію на куксі руки, зберігаючи при цьому міцне з'єднання з електродами, відповідальними за керування протезом руки;

5) Виглядає більш природною, чим звичайні протези. Використовуючи енергію, збережену в протезній руці під час її розгинання, ліктьовий суглоб може ефективно використовувати цю енергію для виконання наступного руху. Це призводить до плавного, невимушеного коливання під час ходьби;

6) Літій-іонний акумулятор у джерелі безперебійного живлення забезпечує як надійність, так і високу ефективність. Ця батарея сприяє функціонуванню ліктьового суглоба, полегшує обертання ротатора та визначає швидкість, з якою протез руки захоплює й утримує предмети.

Недоліки:

- 1) Висока вартість;
- 2) Збільшена вага (в порівнянні з тяговими);
- 3) Необхідність заряджання акумуляторів.



Рис. 1.15. Міоелектричний протез руки [15]

Концепція, що лежить в основі гібридних протезів, полягає в об'єднанні тракційних протезів і міоелектричних протезів. Перший використовується для елементарних рухів, тоді як другий використовується для точного маніпулювання пальцями за допомогою сервоприводів і міоелектричних датчиків. Ці протези вважаються досить поширеними і виправдані лише для ампутацій, які відбуваються на вищих рівнях.

Протези рук, призначені для спортивних або професійних цілей, відомі як спеціальні протези рук. Ці протези створені з урахуванням певних функцій, таких як плавання, стрільба з лука або гра в баскетбол тощо. Вони оснащені унікальними пристосуваннями, такими як молоток, пила, ложка або виделка, адаптовані до конкретного завдання.

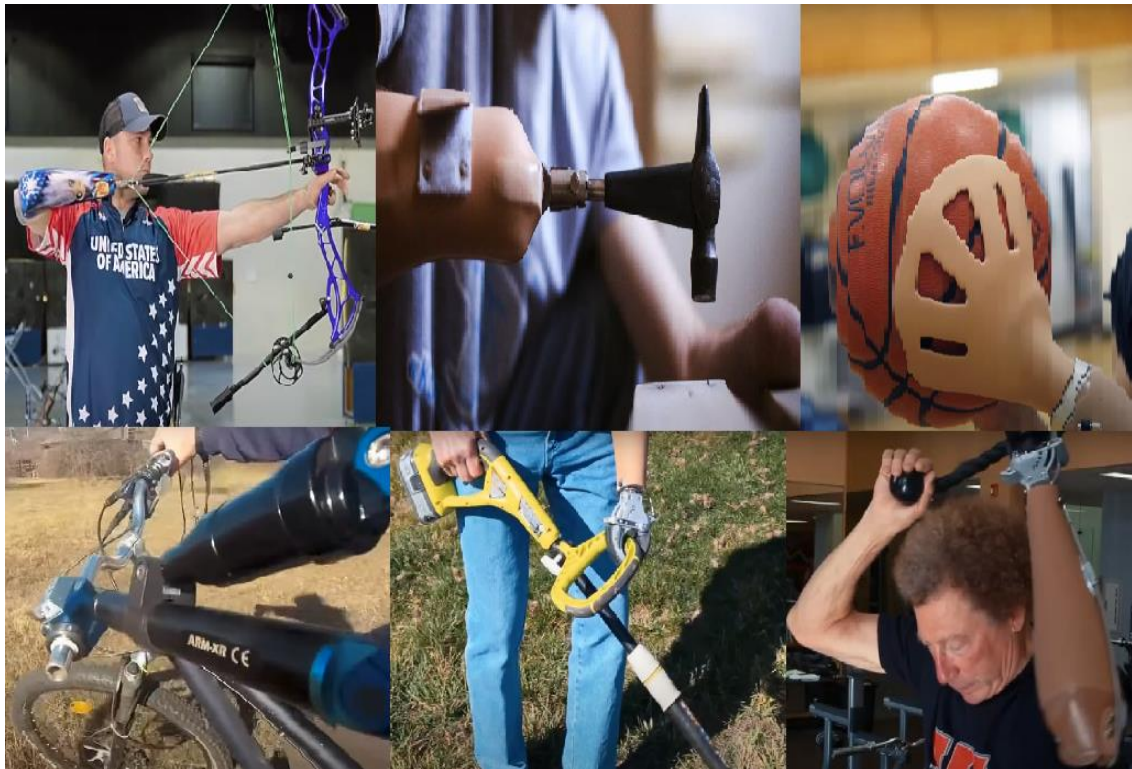


Рис. 1.16. Спеціальні протези рук [16]

Функціональні протези нижніх кінцівок

Коли справа доходить до протезів для нижніх кінцівок, головна відмінність полягає в тому, чи включає виріб колінний суглоб (для повноцінного протезу ноги) , ЗЗин і (для протезів, призначених для ніг і стоп).

Складна конструкція колінного суглоба дозволяє йому витримувати значні навантаження, а також забезпечує достатню свободу рухів для різних видів фізичної активності.

Конструкції приймальної гільзи приділяється значна увага, особливо у випадку протеза ноги, оскільки компенсація тиску на нижню частину кукси виявляється складним завданням.

Протези, розроблені для ділянок щиколотки та стопи, можуть містити амортизаційний механізм, який можна налаштувати відповідно до темпу руху.

У наш час «розумні» системи, керовані мікропроцесором, здатні коригувати свої функції в режимі реального часу. Приклади таких функцій включають адаптацію до більш швидких і широких кроків, а також підйому та спуску сходами. Однак не всі системи активні таким чином, а деякі потребують навчання для виконання різних дій.

Конструкції колінних суглобів можна класифікувати на одноосьові та багатоосьові конфігурації, які забезпечують можливість регулювання кута згинання, сили згинання та інших відповідних характеристик. Крім того, колінні суглоби можуть бути пасивними або керованими мікропроцесором.

Модульні та сучасні механічні протези ніг складаються з готових конструкцій, які використовують універсальні компоненти. Ці компоненти налаштовані відповідно до зростання, пропорцій тіла та рівня активності користувача. Колінні та гомілковостопні суглоби також модифіковані, щоб витримувати певну кількість навантажень.

Деякі моделі протезів стоп пропонують заміну, яка точно повторює природну анатомічну структуру стопи, спеціально призначену для важких фізичних навантажень. Ці види діяльності можуть включати біг, катання на лижах, стрибки та навіть плавання.



Рис.1.17 Стопа штучна 1C50 [17]

Переваги:

1) Ходьба з легкістю та комфортом найкраще досягається, коли стопа плавно перекочується з п'яти на носок, без будь-яких зон скутості чи дискомфорту. Taleo розроблено, щоб покращити цей досвід, полегшуючи плавний рух, навіть якщо є раптові зміни напрямку чи швидкості.;

2) Появилася можливість провести цілий день на ногах. Taleo вирішив цю проблему, зберігаючи точну кількість енергії, необхідної для кожного кроку. Це

дозволяє легко проходити більші відстані або регулювати швидкість, не турбуючись;

3) Taleo — це інструмент із високою адаптивністю, який добре реагує на різноманітні умови місцевості. Незалежно від того, чи перетинаєте ви нерівний або горбистий ландшафт, як-от галявину, лісову доріжку чи кам'янисту місцевість, ви можете робити це з упевненістю та комфортом;

4) У деяких випадках це може бути неминучим, щоб уникнути проникнення вологи у ваше взуття. Але для стопи Taleo це не викликає занепокоєння, оскільки вона розроблена таким чином, щоб витримувати як прісну, так і солону воду. Стопа також має вбудовану систему каналів для ефективного відведення води, а оболонка — спеціальні отвори ;

5) З його допомогою ви легко можете комфортно ходити в приміщенні без взуття;

6) Втягнутий великий палець дає змогу зручно носити босоніжки в теплу погоду або під час плавання;

7) Рівень активності 3-4 | До 150 кг.

1.3 Методи керування роботизованими системами

Можна виділити чотири основні типи взаємодії людини із протезом.

Найбільш екстремальний тип інтерфейсу мозок-комп'ютер передбачає імплантацію пристроїв у сенсорні та моторні області кори головного мозку. Однак цей підхід має ті ж недоліки, що й трансплантована кінцівка. Мозкові імпланти найбільш доречні, коли зв'язок між мозком і рукою з якихось причин втрачено. В інших сценаріях необхідно зважити всі «за» і «проти» використання такого інтерфейсу.

Використання електроенцефалографії (ЕЕГ) є другим підходом до лікування. Цей метод передбачає запис біоелектричної активності мозку, яка виникає внаслідок поширення потенціалів дії вздовж нейронів. Хоча цей метод вважається багатообіцяючим, він стикається з кількома технічними проблемами, які перешкоджають розробці інтерфейсу на його основі для комерційного використання. Почнемо з того, що завдяки унікальності картування реєстрації

активності мозку, система потребує постійного «перенавчання» при перестановці електродів. Крім того, сам сигнал дуже вразливий до різних типів електричних аномалій і перешкод.

Біоелектричні протези передбачають імплантацію електродів у периферичні нейрони, які залишаються на руці після ампутації. Кукса кисті зберігає залишки м'яза-захвата, який при скороченні створює електричний імпульс змінного струму. Керуючі електроди для біомеханічного протеза руки розташовані на шкірі і приймають цей імпульс. Електродвигун, який рухає великим і вказівним пальцями, можна вмикати і вимикати за допомогою електронної системи підсилення, наявної в цих електродах. Цей метод стикається з тими ж проблемами, що й трансплантація та імплантація мозку, і вимагає великої індивідуальної роботи медичних працівників.

Четвертий тип інтерфейсу відомий як електроміографія або скорочено ЕМГ. Найелементарніша форма ЕМГ, тригер, використовується в механічних протезах для регулювання скорочення або розширення руки. Ця ж система керування також вбудована в біонічні протези. Однак в біонічних протезах ЕМГ використовується лише для двох ступенів свободи – згинання та розгинання пальців. Крім того, можна включити третій ступінь свободи, що дозволяє одночасне скорочення обох м'язів, для яких вимірюється ЕМГ-активність.

Електроміографія — це метод оцінки функції м'язів шляхом вимірювання різниці електричних потенціалів між двома точками, через які потенціал дії поширюється вздовж мембран м'язових волокон під шкірою. Поширення хвилі м'язової активності з області надходження потенціалу завдяки дії мотонейрона, який змушує м'язи «працювати», представлено цим потенціалом. Такий підхід дозволяє записувати сигнали м'язової активності з мінімальним рівнем шуму. М'язи передпліччя тісно пов'язані з більшістю рухів пальців і рук.

Як правило, пристрій для зчитування складається з восьми-тридцяти двох датчиків і використовується для виявлення активності м'язів або мозку. Датчики реєструють цю активність, створюючи масив, розширений у часі. У міру того, як оператор розглядає або виконує рух, параметри, зареєстровані датчиками,

змінюються, що в кінцевому підсумку призводить до появи характерного, незмінного зображення, відомого як шаблон або шаблон руху в масиві даних.

Завдання розрізнення намічених рухів може бути виконано лише в тому випадку, якщо кожен конкретний рух відповідає єдиній у своєму роді конфігурації. Ідентифікувати стійкі, одиничні стани з наборів даних – складна задача, але якщо ця спроба виконана успішно, результати формують сховище шаблонів, які використовуються системою розпізнавання руху. Через властиві обмеження можливостей протеза рухи протеза повинні бути скоординовані з рухами вихідної кінцівки. Цей процес створює інтерфейс «людина-протез», який перетворює шаблони електричних м'язів або мозкову діяльність у патерни механічних рухів біокерованого протеза.

Одним із напрямків, який виділяється, є функціональне протезування. Цей вид протезування дозволяє пацієнту задіяти низку рухових функцій. Щоб забезпечити оптимальні результати, функціональний протез кожного пацієнта вибирається на основі його унікальних потреб і бажань, а також очікуваного рівня фізичної активності в майбутньому.

Використання системи керування, спеціально адаптованої до особистих рухів рук людини, є найприроднішим способом взаємодії з протезною кінцівкою. Цей метод одночасно високофункціональний і неінвазивний, оскільки швидко піддається коригуванню і стійкий до зовнішніх факторів. Завдяки цій системі протез здатний віддзеркалювати майже всі рухи справжньої руки, дозволяючи виконувати дії, які звичайні для звичайних людей. Останні біонічні модифікації протезів, які використовуються в протезах верхніх кінцівок, оснащені сенсорними датчиками, які відстежують зусилля захоплення предметів, що дозволяє пацієнтам виконувати навіть найскладніші рухи з максимальною точністю.

Також є можливим впровадження гібридного підходу, коли протез контролюється за допомогою комбінації кількох типів датчиків.

Електроміографічні датчики використовуються шляхом розміщення на поверхні шкіри в області передпліччя, де вони зчитують електричні сигнали, які випромінюють м'язи. Кількість використовуваних датчиків залежить від кількості

активних м'язів у пацієнта після травми. Чим більше активних м'язів доступно, тим більша кількість сигналів може бути використана для керування протезом, таким чином дозволяючи збільшити діапазон захватів і маніпуляцій, які може виконувати протез.

Електроенцефалографічні датчики, про які йдеться, прикладають безпосередньо до голови та здатні зчитувати біопотенціал кори головного мозку. Самим протезом керують силою думки, що робить його новаторською інновацією. Ця технологія використовується, як правило, для людей, які перенесли значну ампутацію або у яких відсутні активні м'язи.

Інноваційний підхід до операційного протезування передбачає використання смартфона як механізму керування. Процес передбачає використання поверхневих електродів для захоплення сигналів електричної активності мозку. Ці сигнали потім передаються на підсилювач через вхідні схеми і перетворюються в цифровий код. Потім цифровий код надсилається на мобільний пристрій, який повертає керуючі сигнали до виконавчого механізму протеза (як показано на рис. 1.18).

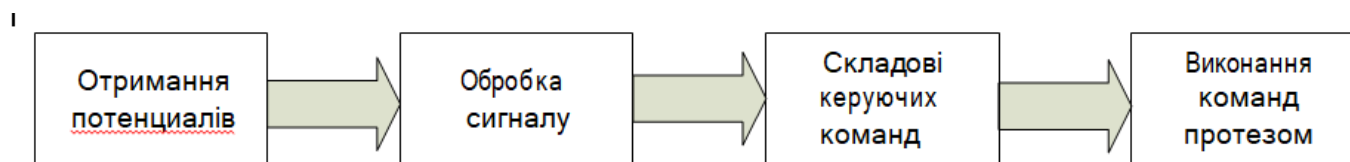


Рис.1.18 Блок-схема роботи системи керування протезом

Для роботи з протезом використовується унікальний додаток для смартфона. Додаток спілкується з протезом руки через технологію Bluetooth. Крім того, програма дозволяє користувачам створювати власні жести, необхідні для щоденних завдань із залученням пристроїв або об'єктів, які спочатку не підтримуються алгоритмами керування. М'язові сигнали використовуються для керування протезом руки в сценаріях звичайного використання, і для цього не потрібен смартфон (як показано на рис. 1.19).

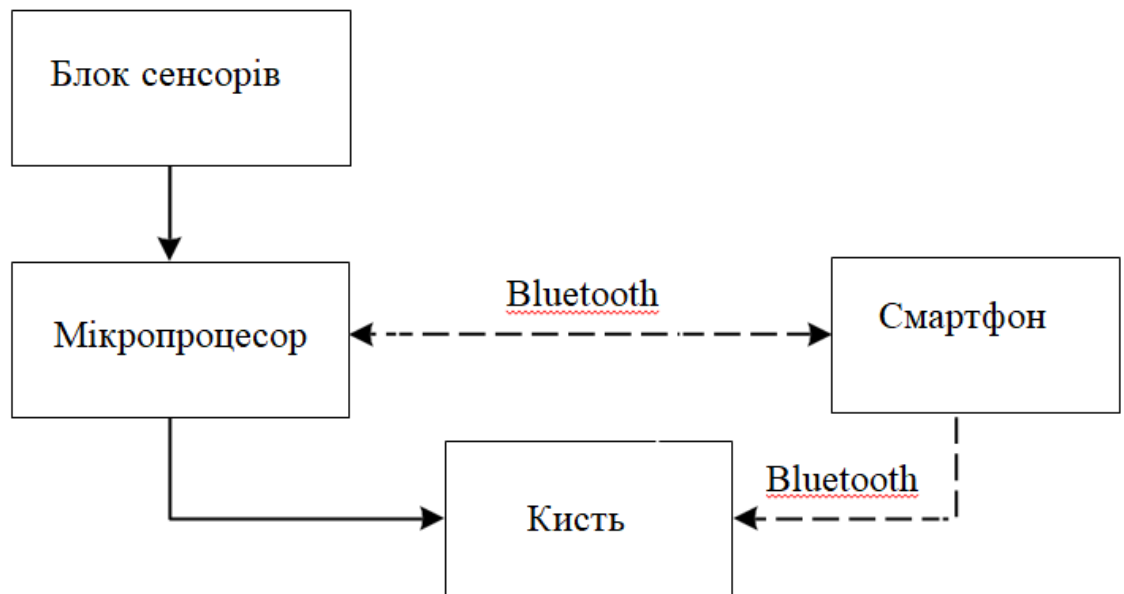


Рис.1.19. Керування протезом за допомогою смартфона

Рішенням для контролю протезів верхніх кінцівок є гібридний підхід. Мікросхема коригує рухові дії, а силу захоплення коригує через здорове плече (як показано на рис. 1.20). Мікропроцесор може тренувати рухові функції через смартфон, підключений до здорового плеча. Незважаючи на те, що ця концепція не є бездоганною, вона зменшує матеріальні витрати, хоча й вимагає використання обох кінцівок.

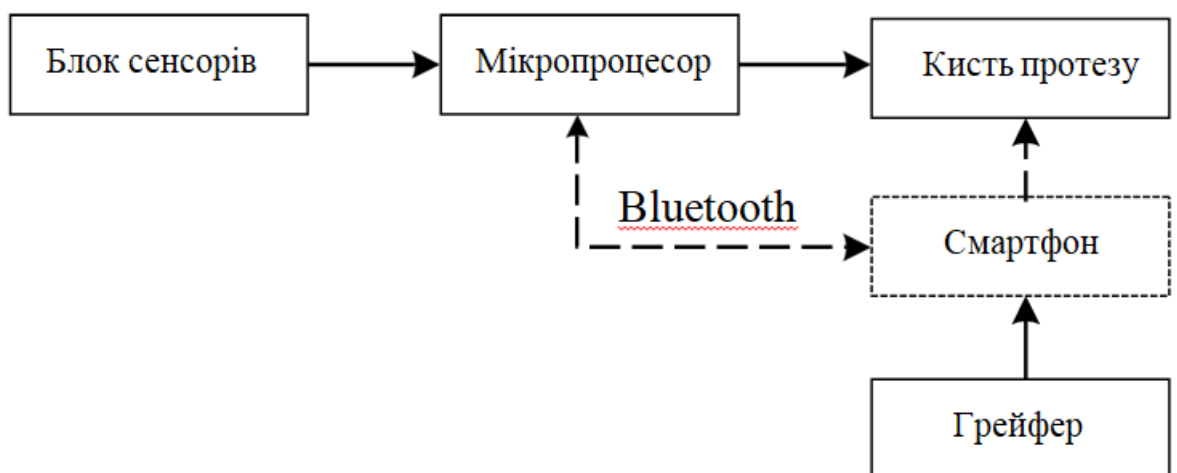


Рис.1.20 . Керування протезом за допомогою смартфона з елементами навчання

Маніпулювання кистю руки безпосередньо за допомогою смартфона цілком можливо. Для цього в протез інтегровані спеціальні датчики для запису електроміограми, яка є електричним сигналом, що виробляється м'язами

ампутованої кінцівки. Після бездротової передачі на смартфон дані обробляються в певній програмі. Згенеровані команди потім надсилаються назад до протезу, який активує електричні сервоприводи. У результаті протез виконує потрібну операцію (як показано на малюнку 1.21).

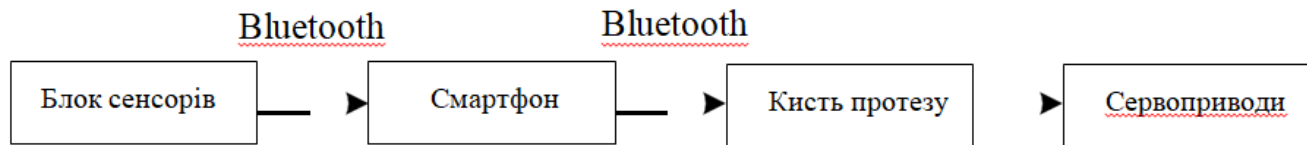


Рис1.21. Керування кистю протезу за допомогою смартфона

Залежно від наданих специфікацій протез може бути розроблений для виконання дій усією рукою робота або окремими пальцями. Крім того, на раму руки можна встановити інструменти, які можна використовувати для виконання певних завдань.

Успішна робота протеза залежить від можливості пацієнта інтуїтивно керувати ним без будь-якого стороннього втручання. Найкращий метод такого неінвазивного контролю передбачає запис активності решти м'язів. Для цього пропонується використовувати датчики електричного потенціалу EPIC Sensors. Ці датчики особливо вигідні, оскільки їхня конструкція розміщує підсилювач у безпосередній близькості до електрода, тим самим підвищуючи стійкість системи до перешкод.

На рисунку 1.22 зображено принципову схему пристрою.

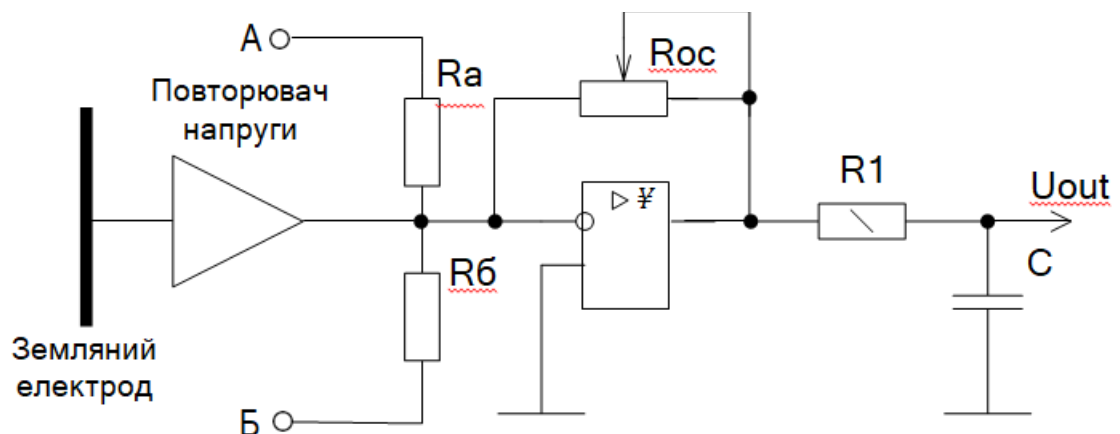


Рис. 1.22 Принципова схема датчика типу EPIC Sensors

При $R_a = R_b$ вихідна напруга буде виражена формулою:

$$U_{out} = (U_A + U_B) * \frac{R_{oc}}{R_a}$$

Для реєстрації м'язової активності використовується єдиний модуль, що складається з трьох електродів. Модуль складається з двох датчиків електричного потенціалу EPIC Sensors (PS25201B або PS25100) і металевій пластини, яка використовується для вирівнювання потенціалу оболонки джерела живлення та землі. Загальний вигляд модуля наведено на рис. 1.23. Два датчики розташовуються близько до досліджуваного м'яза на відстані 0,5 см один від одного, а заземлювальний електрод розташований на відстані 2-3 см від датчиків. Сигнали, отримані від датчиків, віднімаються, усуваючи будь-які зовнішні джерела електричного поля. Потім ці сигнали надходять на мікросхему, яка включає інструментальний підсилювач. На вході і виході підсилювача встановлені низькочастотні RC-фільтри (нижче 400 Гц).

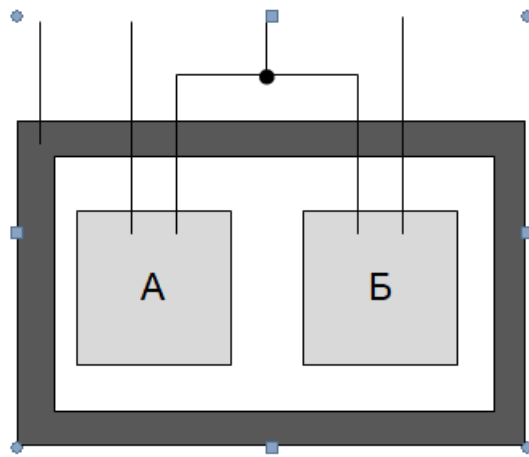


Рис.1.23 Загальний вид модуля реєстрації м'язової активності

Мікроконтролер є пунктом призначення отриманого сигналу, де він піддається оцифровці. Рух кисті та пальців людини є результатом активації м'язів групами м'язів згиначів і розгиначів. Кожна ступінь руху кисті має дві групи м'язів – згиначі і розгиначі. Точне визначення активності певної групи м'язів може бути досягнуто шляхом розміщення електродного модуля над м'язом, таким чином визначаючи рух, який виконується в цей момент. М'яз-згинач середнього пальця анатомічно

розташований поверх групи м'язів, що відповідають за згинання вказівного і мізинця. Це створює складність при спробі розділити сигнали, отримані одним електродом від кількох груп м'язів одночасно. Щоб вирішити цю проблему, одним із рішень є збільшення кількості модулів сканування вздовж поперечного перерізу плеча. Збільшуючи кількість і розташування модулів над кожною групою м'язів, можна визначити незалежний рух пальців і згинання/розгинання долоні.

1.4. Патентний огляд

№	Номер патента	Огляд патента
1	Патент № 48764 Дорогань С.Д., Бойко О.М., Лоскутов О.Є., Макаров В.Б., Бойко І.В.	У способі ендопротезування головки променевої кістки використовується розбірний ендопротез, що передбачає введення в мозковий канал променевої кістки ніжки самонарізного стержня з упорною різьбою з пористого титану без попереднього висвердлювання. Виступаюча частина ніжки потім прикручується головкою, покритою полірованою корундовою керамікою.
2	Патент № 117979 Поліщук М.М., Ткач М.М., Пасько В.П.	Захват крокуючого робота.
3	Патент № 83577 Ватолінський Л.Є., Басв П.О., Корнєєв С.В., Щетиніна Л.Г., Кабаненко І.В.	Процес виготовлення приймальної втулки для протеза гомілки передбачає створення позитивної частини кукси ноги, виготовлення спіненої поліетиленової пом'якшувальної вставки та листової поліетиленової еластичної вставної втулки високого тиску, додавання роздільної поліетиленової кришки, зміцнюючих шарів і поверхневе розділове покриття, просочення армуючих шарів полімерною композицією, їх вакуумування, полімеризація жорсткої несучої втулки та механічна обробка втулки. Між армуючими шарами на дистальній частині позитиву

		встановлений перехідник. На бічних поверхнях еластичного і жорсткого рукавів зроблені вертикальні надрізи, а в кінці надрізів у дистальній частині жорсткого рукава зроблені отвори. Передню і дистальну частини еластичного рукава знімають, а задню частину приєднують до задньої внутрішньої частини жорсткого рукава. На поверхні жорсткої гільзи в проксимальному і дистальному відділах приймальної гільзи для кукси ампутованої кінцівки встановлюються елементи юстування і фіксації, як правило, на липучці.
4	Патент № 92552 Скрипка О.Г., Яровий Є.А., Литвиненко О.М.,Сазанов О.О	Цей протез передпліччя унікальний тим, що складається зі штучної кисті, зовнішньої втулки та фіксуєчих елементів, а внутрішня втулка виготовлена з м'якого шаруватого пластику, що відповідає індивідуальній формі кукси. Внутрішня гільза має два відкриваються назовні прямокутних клапана, на внутрішній поверхні яких розташовані пом'якшувальні елементи. Зовнішня гільза має прямокутний отвір, а елементи кріплення у вигляді ремінця з стрічкою «велкро» на кінці, закріпленої на поверхні зовнішньої гільзи. Інша стрічка закріплена на поверхні внутрішньої гільзи, пропущена через прямокутний отвір зовнішньої гільзи і обмотана навколо внутрішньої приймальної гільзи. На завершення на дистальній частині гільзи встановлюють фланець, до якого кріплять штучну щітку.
5	Патент № 108456 Ватолінський Л.Є.,Корнєєв С.В., Щетиніна Л.Г., Бобошко Р.О.	Приймальна втулка для протезів кульшового суглоба має в дистальній частині вкладиш із закладним елементом, що має хвостовик з різьбовим отвором. Рама гільзи має на бічній або передній поверхні фіксатор у формі порожнистого витягнутого багатогранника з однією замкнутою стороною і двома торцями. Передня і задня стінки

		фіксатора є неправильними паралелограмами з поздовжніми канавками, паралельними бічним ребрам. У паз бічної відкритої грані встановлений ролик з можливістю поздовжнього і кутового переміщення. Вісь ролика проходить через пази передньої і задньої стінок і фіксується гвинтом. У різьбовий отвір хвостовика вкладиша закріплюють шнур, який пропускають через отвір у нижній частині каркаса гільзи, потім через отвори, виконані на торцях фіксатора.
6	Патент № 2397 Попсуйшапка К.О., Попсуйшайка О.К.	Тканинний гамак на передпліччя з підвіскою і фіксуючими ремнями, призначений для утримання верхньої кінцівки, комплектується регульованою застібкою. Його унікальною особливістю є вертикальна плечова частина, яка покриває задню, зовнішню, передню та верхню поверхні плечового суглоба. Додатково стрічка для підвішування розташована по внутрішньому краю вертикальної частини гамака, з додатковою застібкою-регулятором на лицьовій поверхні.
7	Патент № 51315	Насадка для протеза верхньої кінцівки складається з диска, хвостовика, пластини з упором і першої гайки, але його унікальною особливістю є корпус з різьбовим отвором, який фіксує хвостовик другою гайкою та пружинною шайбою. Пази в першій гайці утримують штифти, які кріплять пластину, а направляючий упор вкручується в пластину і проходить через один з отворів диска.

Табл.1.1.

У сфері роботизованих транспортних систем (РТС) рівень розвитку значно перевищує вітчизняні стандарти. Це в основному завдяки структурованому розподілу систем управління, інтелектуалізації рухів, оптимізації обслуговування та інтеграції ІТ-ресурсів. Крім того, технологія відрізняється від звичайних методів тим, що вона може адаптувати засоби обробки даних і управління ARTZ до умов

руху, враховуючи параметри вантажу, особливості зовнішнього середовища і потенційні перешкоди на маршруті. Він також може динамічно визначати параметри, змінювати траєкторію руху та забезпечувати стабілізацію роботи на маршруті. Трирівнева архітектура управління розроблених інструментів забезпечує перевагу перед поточними системами, значно підвищуючи надійність автономного роботи. Крім того, застосування технології віртуальних машин на основі динамічної інтерпретації метамоделей і спеціалізованих брокерів обробки пропонує потенціал для створення конкурентоспроможних і гнучких алгоритмів і програмних засобів для інтеграції.

1.5. Аналіз сучасних зразків та аналогів

Винаходи протезів були переважно механічними до кінця 20-го століття, при цьому деякі моделі вимагали ручного регулювання для згинання. Основним недоліком цих традиційних структур є їх жорсткість і відсутність інтеграції з тілом людини, а також їх непостійність і штучний вигляд. У минулому протези були розроблені для заміни кінцівок, але вони не могли функціонувати з такою ж ефективністю, як їхні органічні аналоги, і не могли наблизитися до їхніх можливостей. Швидше, протезування виступало просто заміною активної частини тіла, не в змозі зрівнятися з природним аналогом за можливостями. Отже, їхня єдина мета полягала в тому, щоб служити модним аксесуаром.

За здатністю відновлювати функцію ампутованих нижніх кінцівок і замінити косметичні дефекти можна виділити три типи протезів.

Найпростішою формою протезування, робочими протезами, є анатомічні манекени ампутованої нижньої кінцівки, які зазвичай використовуються як тимчасові протези, щоб допомогти в адаптації та засвоєнні основних навичок протезування.

Пасивні протези, також відомі як функціональні протези, забезпечують підтримку та дозволяють ходити без сторонньої допомоги. Ці протези не містять електронних блоків управління і не призначені для маскувannya косметичних дефектів. Після прикріплення до кінцівки їх можна легко надіти одягом.

Біонічні протези – це передове покоління протезів нижніх кінцівок, призначених для заміни ампутованих кінцівок повністю функціональними.

Загалом протезно-ортопедичні компанії в Росії зосереджуються на функціональних протезах (як показано на малюнку 1.8), тоді як компанії в інших країнах, такі як OSSUR (Ісландія/США), FreedomInnovation (США), Endolite (Англія), Otto-Bock (Німеччина) і Nabtesco (Японія) надають своїм клієнтам різноманітний вибір біонічних протезів.



Рисунок 1.24 Вітчизняні протези нижніх кінцівок

З появою біонічних протезів тепер люди з ампутованими кінцівками можуть повністю відновити втрачену рухливість. Ці сучасні протези оснащені рядом передових функцій, таких як датчики, штучний інтелект і технічні системи приводу, які можуть реагувати на зовнішні подразники так само, як і людина. Вони здатні протидіяти прикладеним навантаженням, зменшувати вібрацію, змінювати форму, підвищувати плавність і природність рухів.

Для визначення світових тенденцій розвитку технологій протезування достатньо розглянути біонічні протези, які пропонує провідна інноваційна компанія в цій галузі OSSUR (Ісландія), оскільки технічне впровадження біонічних протезів нижніх кінцівок іноземними компаніями наближається до цього стандарту. На малюнку 1.25 представлений модуль POWER KNEE, який

керується електронним способом. Для моніторингу стану системи «людина-протез» в модуль встановлюються різноманітні вдосконалені датчики, такі як гіроскопи, датчики кутів і датчики навантаження. Також в комплект входить модуль штучної пропріоцепції, який забезпечує відчуття власного тіла в просторі. Дані датчика потім обробляються мікропроцесором для генерації відповідей, схожих на людські. За допомогою системи штучного інтелекту POWER KNEE має здатність до саморегулювання. Система розроблена для забезпечення симетрії між протезом і здоровою ногою, використовуючи дані датчика здорової ноги для відтворення фактичної кінематики ходьби, що дозволяє системі адаптуватися до змін умов руху. RHEO KNEE 3 — ще один колінний модуль, виготовлений тією ж компанією, який здатний автоматично підлаштовуватися під стиль ходьби людини. Удосконалений привід RHEO KNEE 3 здатний забезпечити максимальний рівень опору протягом фази стояння, а додатковий кінематичний датчик був доданий для покращення стабільності в положенні стоячи та підвищення безпеки у фазі підтримки.

Система підтримки, реалізована в RHEO KNEE 3, здатна виявляти будь-які нерівності на місцевості та активувати необхідні заходи для підтримки користувача. Ця функція сприяє впевненості на будь-якому типі дороги чи стежки, запобігаючи ковзанню та падінню. Передова технологія колінного модуля дозволяє йому навчатися та адаптуватися до користувача та його оточення, що призводить до зниження стомлюваності та збільшення рухливості. Термін служби батареї RHEO KNEE 3 може тривати до трьох днів на одному заряді.



Рисунок 1.25 Електронно-керований колінний модуль POWER KNEE
З усіх частин ноги стопу найважче відтворити з точки зору функції.

Сучасне протезування стопи базується на складних гідравлічних системах, які імітують основні положення стопи під час повсякденних дій, таких як ходьба, стояння, повороти та навіть танці. Ці складні рухи зображені на малюнку 1.26 [1].

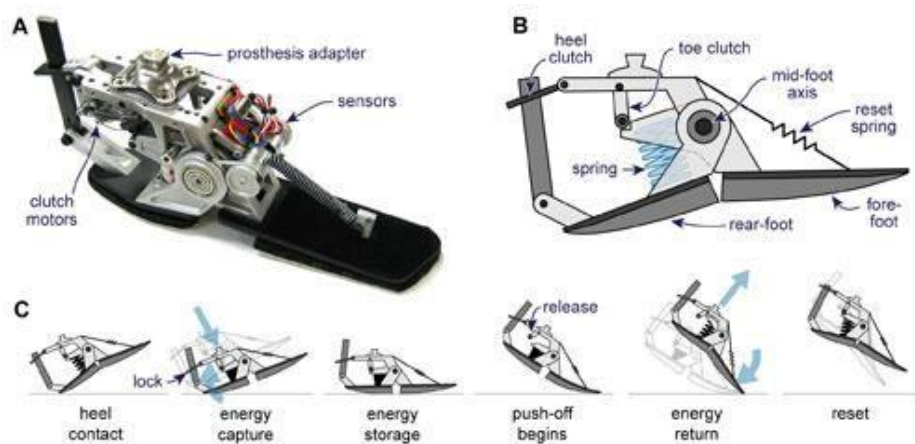


Рисунок 1.26 Роботизована ступня: А – зовнішній вигляд, В –
конструкція.

ProprioFoot визнано першим в історії розумним протезом стопи, який доступний для придбання широкому загалу. Він здатний самостійно думати та діяти, як показано на малюнку 1.27. Офіційними розробниками цього інноваційного протеза є ісландська компанія Ossur і канадська фірма Dynastream Innovations.



Рисунок 1.27 Протез ProprioFoot

Приблизна вартість протеза ProprioFoot становить близько 9000 доларів. Його вдосконалена технологія дозволяє аналізувати модель ходьби та розподіл ваги користувача всього за 15 кроків, точно зберігаючи та адаптуючи унікальний стиль користувача для подальшого використання. PROPRIO FOOT також розроблено для легкої адаптації до різних місцевостей, забезпечуючи виняткову стабільність, ефективність і комфорт як на сходах, так і на схилах. Зокрема, він визначає, коли користувач піднімається або спускається сходами, і відповідно пристосовується до руху, допомагаючи збалансувати ходу та зменшити тиск на колінні суглоби, стегна та спину. Крім того, PROPRIO FOOT забезпечує природні та симетричні рухи, дозволяючи обом стопам згинатися під колінами, коли сидите або встаєте, водночас автоматично опускаючи носок стопи, який контактує з поверхнею, коли сидите. З цим протезом пацієнти можуть вільно носити будь-яке взуття з каблуком від 0 до 5 см.

Завдяки інтеграції колінного модуля RHEO KNEE і PROPRIO FOOT біонічний протез SYMBIONIC LEG 3 (як показано на малюнку 1.28) демонструє комбіновані можливості обох технологій. Під час фази перенесення кожного кроку нога керується мікропроцесором, щоб підняти палець, забезпечуючи безпечний спосіб перенесення протеза через перешкоди та дозволяючи комфортний підйом і спуск по сходах.

Як правило, протези створюють відповідно до висоти збереженої кінцівки, за винятком протеза кульшового суглоба з одновісними колінними модулями, які можна зробити на 1-1,5 см коротшими для зменшення навантаження на хребет і запобігання викривленню [1].

Окрім розробки роботизованих протезів із здатністю «спілкуватися» з нервовою системою, важлива увага приділяється остеоінтеграції. Це стосується зрощення протезного модуля з кісткою, в результаті чого відпадає потреба в гільзі протеза. Були проведені різні експерименти для досягнення злиття титанових імплантатів зі шкірою, м'язами та кістковою тканиною, і кілька компаній, наприклад німецька ESKA Implants з їх технологією Endo-Echo, вже випустили успішні продукти.



Рисунок 1.28 Біонічний протез SYMBIONIC LEG 3

Таким чином, щоб забезпечити виробництво повнозамінної імпортої продукції, потрібно нашим виробникам випускати продукцію з найкращими в

порівнянні характеристиками. За останні два роки в Україні необхідність в протезах зросла, тож ж і виготовлення збільшилось. В Україні є багато компаній і їх кількість починала зростати з 2016 року і зростає по цей час, але бгто протезів всеодно замовляється за кордоном, бо попит на них величезний.

1.6. Розробка загального вигляду конструкції роботизованої кінцівки

Для можливості розробки протезу руки необхідно розуміти, з яких частин складається прилад. Розроблений пристрій наведено на рис. 1.29.

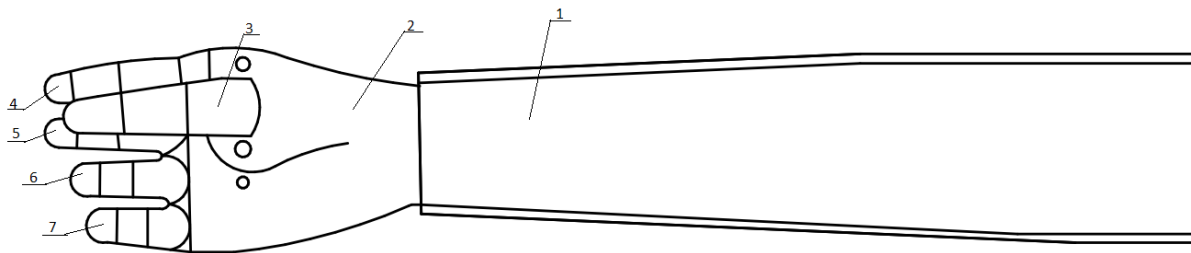


Рис.1.29. Загальний вигляд протезу руки

1- Корпус передпліччя, 2-кисть, 3- великий палець, 4- вказівний палець, 5- середній палець, 6- безіменний палець, 7- мізинець.

Максимальний діаметр передпліччя – 7,5 см, довжина протезу- 48 см, максимальний діаметр кисті – 8.5 см.

Всередині корпусу передпліччя знаходяться елемент живлення, плата, серводвигун і зубчаста передача з основних елементів. До плати подаються, оброблюються та передаються відповідні сигнали до серводвигуна або до двигунів на фалангах пальців для того, щоб вони крутили кисть або згинали та розгинали фаланги. Кисть можна тільки крутити, а не піднімати та опускати, тому що в цьому дипломному проекті я використав планетарну передачу. Згинання та розгинання пальців відбувається за рахунок накручування на двигун ниток.

1.7. Розробка функціональної схеми

Даний протез руки є технічним пристроєм, за допомогою якого можна виконувати певну промислову роботу (щось взяти, покрутити і т.д.). Нижче

наведена функціональна схема протезу руки, яка була розроблена в ході виконання даного дипломного проекту (Рис.1.30.). Також схему відображено на кресленні ДПБ.ПБз9106.1702.005.

Функціональна схема протезу руки складається з таких основних блоків:

- а) Схема управління кистю руки
- б) Схема управління пальцями

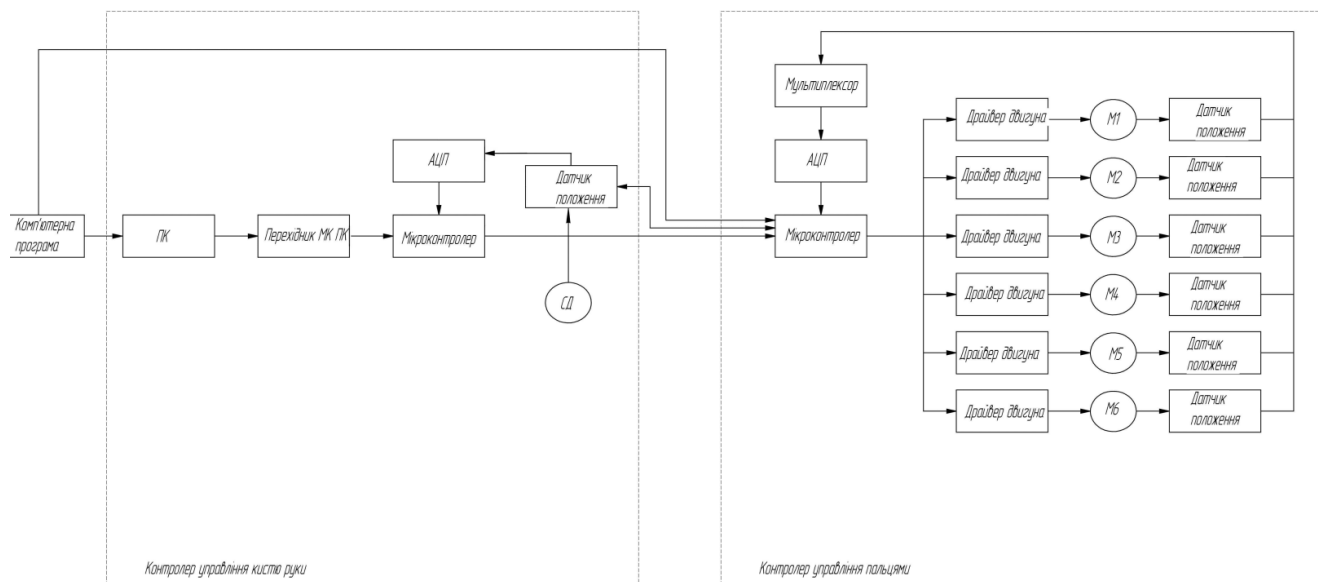


Рис.1.30. Функціональна схема протезу руки

Схема управління кистю руки складається з мікроконтролера, аналогово-цифрового перетворювача, датчика положення, серводвигуна та ЕМГ датчиків.

Коли сигнал приходить на сам мікроконтролер, з нього подається сигнал на серводвигун, він крутить кисть, сигнал передається на датчик положення, який подає положення до мікроконтролеру.

Схема управління пальцями складається з мікроконтролера, аналогово-цифрового перетворювача, мультимплексора, шести двигунів (2 для великого пальця і 4 до решти чотирьох пальців), їх драйверів та датчиків.

Коли сигнал приходить на мікроконтролер управління пальцями, то він подається на відповідні драйвери двигуна, самі двигуни починають накручувати нитку (відбувається згинання або розгинання фалангів). Потім з датчиків положення зчитуються дані та передаються до аналого-цифрового перетворювача через

мультиплексор (логічний пристрій, який призначений для почерговій передачі на один вихід одного з деяких вхідних сигналів), і далі сигнал поступає до мікроконтролера.

1.7.1. Принцип роботи комп'ютерно-інтегрованої системи

Принцип роботи комп'ютерно-інтегрованої системи протезу руки, який був розроблений в даному дипломному проєкті, зображений на рис.1.31.

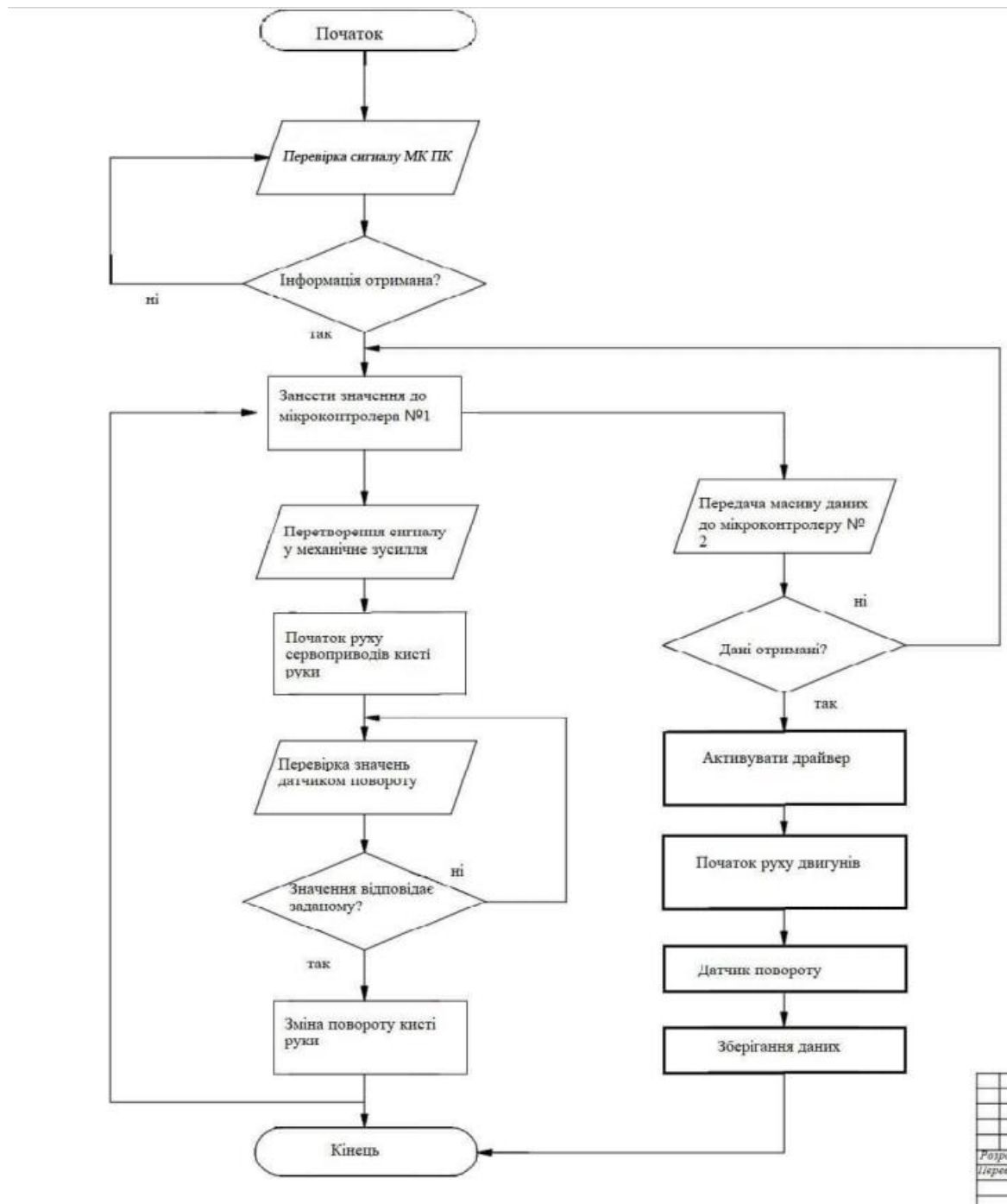


Рис.1.31. Алгоритм роботи керування протезом

За даним алгоритмом можна прослідкувати що відбувається з сигналом в протезі.

1.8. Електрична схема системи

Для роботи протеза руки, була розроблена електрична схема принципова блоку живлення.

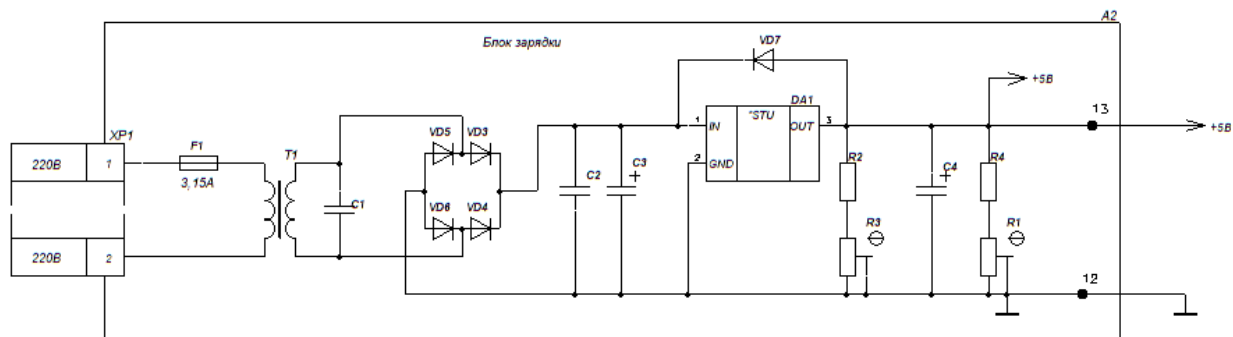


Рис.1.32 Блок живлення (A1)

На малюнку 1 зображена типова схема блоку живлення (A1) з змінного 220В, на +5В, і 1А, постійної напруги. VD1...VD4 було взято 1N4007 для випрямлення сигнал 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 роботи. На вході мережі нашого змінного 220В сигналу, прохід через трансформатор і з вторинної обмотки ми отримуємо (5-8)В змінного сигналу, 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 протеза руки надалі прилад (П1) необхідно забезпечити (3,1-3,3)В. Вся подальша робота головного процесора споживає (3,1-3,3), та інших периферійних блоків споживати (3,1-3,3).

На малюнку 2 зображена схема підключення мікроконтролера Atmega8, в корпусі Dip, яка вставляється в комірку, так само маємо роз'єм XP1 для програмування SPI. Через наш мікроконтролер надходить сигнал з 5 пальців, а

точніше з сенсорів, ми в програмному коді, відсилаємо сигнал на драйвер для мотора, драйвер здатний працювати за напругою до 40V, драйвер має можливість управляти двома моторами, але для нашого завдання нам нужно 7 моторов, тому ми вибираємо 4 драйвера, кожен драйвер зможе видати по 0,5A на мотор, ми відсилаємо сигнал і через драйвер надходить на мотор, який виконує потрібні нам функції роботи даного виробу.

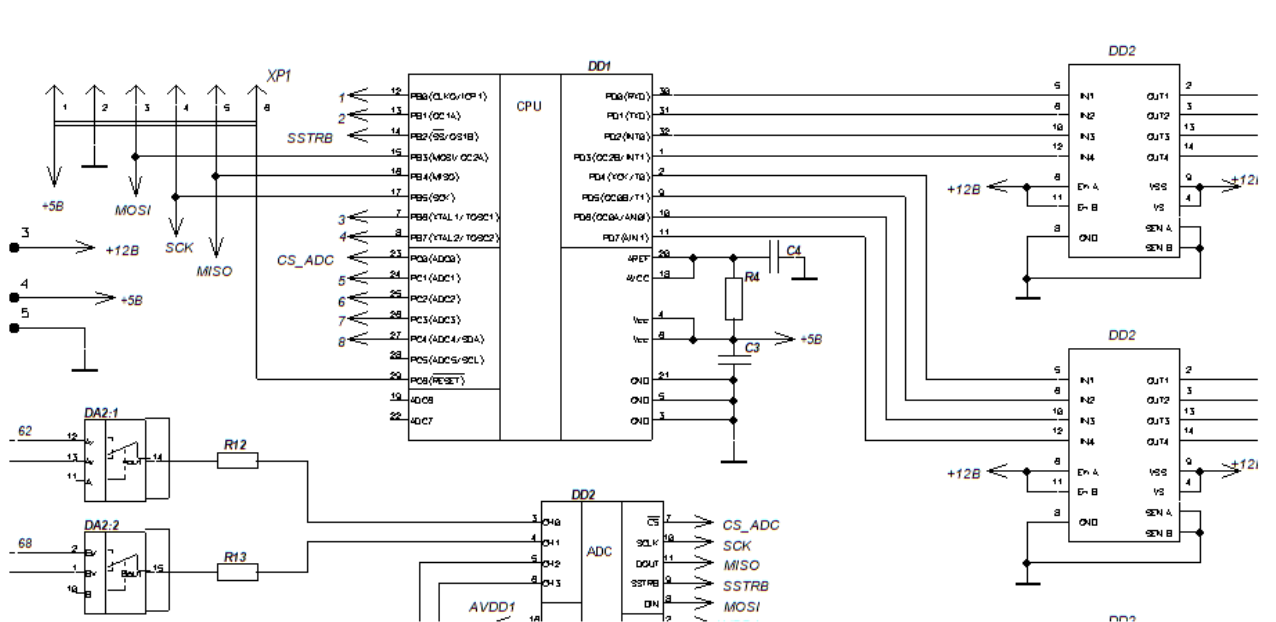


Рис.1.33 Схема головного процесора

Через наш мікроконтролер ми надсилаємо сигнал, сигнал може бути як меандром так і синусом, на наш драйвер який у свою чергу обробляє та відсилає на пряму на мотори. Далі від датчків (сенсори), ми приймаємо сигнал які попадають у мультівібратор, де передають сигнал на окрему мікросхему АЦП, (назв її MAX1035), (мікросхема MAX1035 має 1 порт на 4 піна де може приймати напруги, і обробляти одиниці ADC, які звичні для мікроконтролера) вона обробляє сигнал і вже по SPI відсилає мікроконтролера. Таким чином відбувається процес написаної програми та роботи датчиків з моторами, узагальнено кажучи є сигнал із датчика, а реакція буде робота моторів.

1.8.1 Розрахунок окремих параметрів електричного вузла схеми (джерела живлення)

Для розрахунку ємності конденсатора, що згладжує, нам знадобиться формула (1.9)

$$C_{\text{мфк}} = 6400 * I_{\text{н}}(U_{\text{н}} * K_{\text{п}}) \quad (1.9)$$

Формула (1.9) застосовувати для однієї на півхвилі, що нам і потрібно. Коефіцієнт пульсацій $K = 1-0,001\%$, Сила струму I нам із запасом достатньо буде 1А, Вихідна напруга U у нас 5В, так як у нас всі параметри відомий ми можемо підставити у формулу (1.9).

$$C=6400*1*(5*0,99);$$

$$C=6400*4,95;$$

$$C=31680\text{мкф};$$

За формулою (1.9) ми довідалися якої ємності нам потрібно поставити конденсатор, що згладжує, для однієї підлоги хвилі.

Для розрахунку споживаного струму, візьмемо з даташит інформації для кожного елемента, і переконаємося що 1А нам буде достатньо із запасом.

Для розрахунку резистора R для світлодіода VD на +3V3, використовуємо супер яскравий зелений світлодіод L-53SGD ф. Kingbright, для комфортної роботи обмежимо струм на світлодіоді VD 10мА, розрахуємо за формулою закону Ома (1.10).

$$I = \frac{U}{R} \quad (1.10)$$

$$I= 10\text{мА}.$$

$$U=5\text{В}.$$

Так як у нас всі параметри відомі, підставимо формулу (1.10).

$$R=5/10\text{мА}.$$

$$R=500 \text{ Ом}.$$

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.

Для розрахунку споживаного струму, візьмемо з даташит інформації для кожного елемента, і переконаємося що 5А нам буде достатньо із запасом.

$$I_{\text{мотор}} = 0,5\text{А}.$$

$$I_{\text{драйвер}} = 100\text{мА}.$$

$$I_{\text{контролера}} = 50\text{мА}.$$

$$I_{\text{мультивібратор}} = 25\text{мА}.$$

$$I_{\text{АЦП}} = 50\text{мА}.$$

Звідси за формулою (2) ми підрахуємо загальну суму споживаного струму.

$$\sum I = I_1 + I_2 \dots (2)$$

$$\Sigma I = 500 \cdot 7 + 100 \cdot 4 + 50 + 25 \cdot 4 + 50 \cdot 2 = 4,06 \text{ A.}$$

Робимо висновок, що 5А нам вистачає із запасом, але на мікросхемі LM7805 доведеться поставити радіатор, який буде розсіювати потужність, яку нам потрібно порахувати.

Формула розрахунку потужності (1.11)

$$P = U \cdot I \quad (1.11)$$

$$P = 5 \cdot 5 = 25 \text{ W}$$

Робимо висновок, що для 5А, нам потрібен радіатор, який зможе розсіювати 25W потужності.

1.9. Вибір елементів конструкції роботизованої кінцівки

Вибір процесора Atmega8 полягає в його доступності у продажу, в цінній 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.

Стабілізатор напруги 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.

2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

2.1 Аналіз технологічності конструкції роботизованої кінцівки

Технологічність – це сукупність властивостей конструкції, які виявляються в можливості оптимальних витрат матеріалів, праці, засобів та часу при технічній підготовці його виробництва, виготовленні, експлуатації та ремонті.

Складальні конструкції відробляються на технологічність шляхом аналізу видів з'єднань використаних при складанні, а також по загальним критеріям складальних процесів. При оцінці технологічності складання використовуються 2 групи показників:

- 1) Основні;
- 2) Допоміжні.

Розглянемо ці показники:

До основних показників належать трудомісткість складального виробництва та собівартість.

Показник технологічності за трудомісткістю – критерій K_{BT} визначається порівнянням абсолютного техніко-економічного показника трудомісткості T_B з базовим показником трудомісткості T_{BB} за базовим виробом даної галузі:

$$K_{BT} = \frac{T_B}{T_{BB}} \quad (2.1)$$

З експериментальних даних $T_B = 0,55$ (нг), $T_{BB} = 0,6$ (нг). Отже, маємо

$$K_{BT} = \frac{T_B}{T_{BB}} = \frac{0,55}{0,6} = 0,91$$

Тобто, за даним показником технологічність виробу добра

2. Критерій складності виробу.

Визначається як критерій розподілення виробу на вузли (складальні одиниці).

$$K_{\tilde{n}\tilde{e}} = N_{\Sigma} / n_{\Sigma} . \quad (2.2)$$

N_{Σ} – число основних складальних одиниць (вузлів) в приладі; $N_{\Sigma} = 15$;

n_{Σ} – число всіх деталей в виробі по специфікації; $n_{\Sigma} = 28$

$K_{ск} < 0,1$ – незадовільна технологічність;

$K_{ск} = 0,1 \dots 0,2$ – задовільна технологічність;

$K_{ск} > 0,2$ – добра технологічність.

$$K_{\tilde{n}\tilde{e}} = N_{\Sigma} / n_{\Sigma} = 15/28 = 0,53$$

Технологічність виробу за даним показником добра, отже можна вважати, що виріб є технологічним.

3. Коефіцієнт уніфікації конструкції:

- складальних одиниць

$$K_{y.c.} = \frac{E_y}{E} \Rightarrow 0 \quad (2.3)$$

де E_y - кількість уніфікованих складальних одиниць, $E_y = 0$

E - загальна кількість складальних одиниць, $E = 15$

$$K_{y.d.} = \frac{D_y}{D}, \quad (2.4)$$

де D_y - кількість уніфікованих деталей, $D_y = 18$

D - загальна кількість деталей, $D = 28$

$$K_{y.d.} = \frac{18}{28} = 0,64$$

$K_{y.d.} = 0.64$, так як $K_{y.d.} < 0.2$, то технологічність задовільна.

4. Коефіцієнт стандартизації конструкції:

- складальних одиниць

$$K_{ct.c} = \frac{E_{ct}}{E} \Rightarrow 0, \quad (2.5)$$

де E_{ct} - кількість стандартизованих складальних одиниць, $E_{ct} = 0$

E - загальна кількість складальних одиниць, $E = 15$

$$K_{ct.d} = \frac{D_{ct}}{D} = \frac{6}{28} = 0,31 \quad (2.6)$$

де D_{ct} - кількість стандартизованих деталей, $D_{ct} = 6$

D - загальна кількість деталей, $D = 28$

$K_{ct.d} = 0.31$, так як $K_{ct.d} > 0,3$, то технологічність добра.

а. Коефіцієнт повторювальності конструкції:

$$K_n = 1 - \frac{Q}{E + \ddot{A}}, \quad (2.7)$$

де Q - кількість найменувань складальних елементів в специфікації

$$K_n = 1 - \frac{28}{15 + 28} = 0,65,$$

b. Коефіцієнт використання типових технологічних процесів:

$$K_{ТП} = \frac{Q_{ТП}}{Q}, \quad (2.8)$$

$Q_{ТП}$ - кількість типових технологічних процесів,

Q - загальна кількість технологічних процесів

$$K_{ТП} = 0,99,$$

с. Коефіцієнт складності конструкції:

$$K_{скл} = \frac{E}{E + D}, \quad (2.9)$$

$$K_{скл} = \frac{5}{5 + 28} = 0,15,$$

d. Комплексний показник технологічності:

$$\hat{E}_{\hat{e}} = \frac{\sum_{i=1}^n K_i K_{ie}}{\sum_{i=1}^n K_{ie}}, \quad (2.10)$$

K_{ie} - кожний з вище розрахованих коефіцієнтів,

$$\sum_{i=1}^n K_{ie} = 1, \quad K_{ie} = 0,2$$

$$K_K = \frac{0,53 \quad 0,2 + 0,64 \quad 0,2 + 0,31 \quad 0,2 + 0,65 \quad 0,2 + 0,15 \quad 0,2}{1} = 0,526$$

Так як $K_K > 0,5$ то даний прилад є технологічним.

2.2 Розрахунок точності складальних робіт

До апаратів пред'являються вимоги по точності показань на вихідні параметри при заданих умовах експлуатації. При цьому повинна забезпечуватися надійність роботи й забезпечуватися термін служби. Всі ці вимоги забезпечуються вірним й обґрунтованим вибором принципової схеми приладу і його конструкції, а також технологією виготовлення деталей і зборки приладу. Однією з основних умов

технологічності конструкції приладу при виконанні зборки в серійному й масовому виробництві є взаємозамінність одиниць і деталей.

У процесі виготовлення апаратів не можна обійтися без погрішності у виготовленні деталей й одиниць. Тому вихідні параметри складальних одиниць і апаратів відрізняються від номінальних значень. Урахувати вплив на вихідні параметри одиниць або апарату - це означає здійснити розрахунок геометричної точності й розрахунок приладу на фізичну взаємозамінність. Необхідна точність зборки (геометрична точність) може забезпечуватися різними методами залежно від вимог точності й програми випуску. У приладобудуванні застосовують п'ять методів забезпечення точності:

- 1) Метод повної взаємозамінності;
- 2) Метод часткової (неповної) взаємозамінності;
- 3) Метод підбора (групова взаємозамінність);
- 4) Метод регулювання;
- 5) Метод пригону (підбор або виготовлення “по місцю”).

Розрахунок геометричної точності зводиться до розрахунку розмірного ланцюга. За ДСТ 163119-80 розрізняють пряму й зворотну завдання розрахунку розмірних ланцюгів.

При зборці модуля індикації необхідно забезпечити зазор між торцем фланця й платами. Це вимога повинне бути виконане в умовах серійного виробництва за рахунок проставлення виправданих допусків на деталі модуля. Розмірний ланцюг показаний на мал. 2.3.

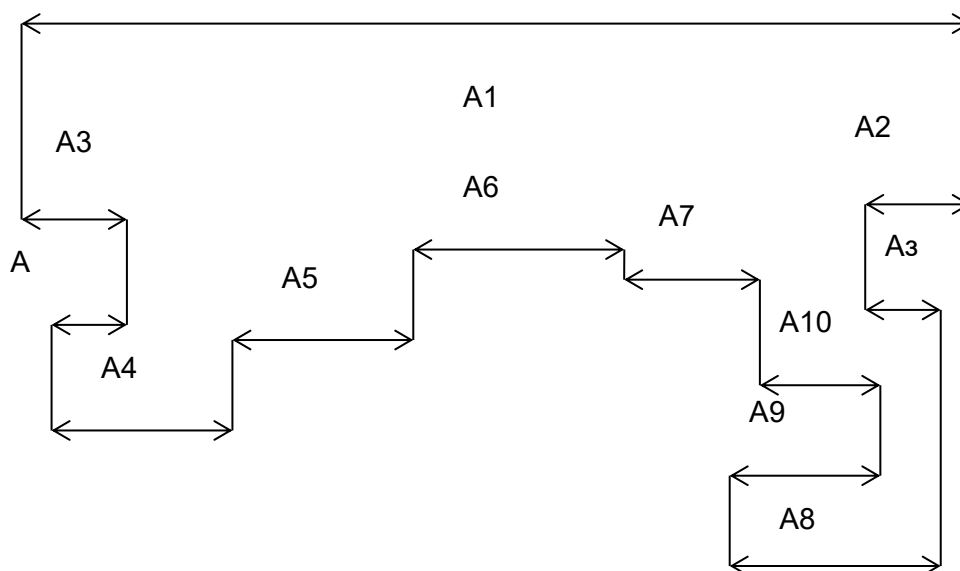


Рис.2.3. Схема розмірного ланцюга

У таблиці 2.1 наведені номінальні значення складених ланок розмірного ланцюга і їхніх припустимих відхилень.

Ланка	Номінальний розмір	Припустиме відхилення	Ланка	Номінальний розмір	Припустиме відхилення
A1	88	-0,035	A8	18	+0,012
A2	4	-0,012	A9	5	-0,012
A3	9	+0,015	A10	2	-0,010
A4	4	-0,012	A11	4	-0,012
A5	4	+0,012	A12	20	+0,021
A6	2	-0,010	A13	10	-0,010
A7	5	-0,012			

Таблица 2.1

У даному розрахунковому ланцюзі A_1 – ланка, що збільшує, $A_2, A_3, A_4, A_5, A_6, A_7, A_8, A_9, A_{10}, A_{11}, A_{12}, A_{13}$ – збільшуючі ланки, Пекло – замикаюча ланка.

Визначимо номінальний розмір замикаючої ланки:

$$A_{\Delta} = A_1 - \sum_{i=2}^{13} A_i = 88 - 4 + 9 + 4 + 2 + 5 + 18 + 5 + 2 + 4 + 20 + 10 = 1 \text{ мм.}$$

Визначимо допуск замикаючої ланки у випадку повної взаємозамінності, δ_{Δ} – допуск замикаючої ланки, δ_i – допуск складених ланок у ланцюзі:

$$\delta_{\Delta} = \sum_{i=1}^5 |\delta_i| = 0.035 + 0.012 + 0.015 + 0.012 + 0.012 + 0.010 + \\ + 0.012 + 0.021 + 0.012 + 0.010 + 0.012 + 0.021 + 0.018 = 0.202$$

Координата середини поля допуску замикаючої ланки K_3 :

$$K_3 = \sum_{i=1}^1 K_i - \sum_{i=2}^{13} K_i = (-0.0175) - (-0.006 + 0.0075 - 0.006 - 0.005 - 0.006 + 0.0105 - \\ - 0.006 - 0.005 + 0.006 + 0.0105 - 0.009) = -0.025.$$

Визначимо верхнє й нижнє відхилення розміру замикаючої ланки:

$$\delta_{\Delta B} = K_3 + 0.5\delta_{\Delta} = -0.028 + 0.5 \cdot 0.202 = +0.073.$$

$$\delta_{\Delta H} = K_3 - 0.5\delta_{\Delta} = -0.028 - 0.5 \cdot 0.202 = -0.025.$$

У такий спосіб у випадку повної взаємозамінності замикаюча ланка A рівняється:

$$A_{\Delta} = (1_{-0,129}^{+0,073}) \text{ мм.}$$

Визначимо допуск замикаючої ланки імовірнісним методом (методом неповної взаємозамінності):

$$\delta_{\Delta} = \frac{1}{3} t_{\Delta} \sqrt{\sum_{i=1}^5 (K_i)^2 (\xi_i)^2 (\delta_i)^2}.$$

Уважаючи, що розподіл складених розмірів ланцюги номінальні з обліком того, що $|\xi_i|=1$ при ймовірному ризику в 0,27% поле розсіювання замикаючої ланки рівняється:

$$\delta_{\Delta} = \frac{1}{3} 3 \sqrt{\sum_{i=1}^{13} (\delta_i)^2} = \sqrt{0,00125 + 0,00144 + 0,000225 + 0,000144 + 0,00144 + \\ + 0,0001 + 0,000144 + 0,000441 + 0,000144 + 0,0001 + 0,000144 + \\ + 0,00441 + 0,00324} = \\ = \sqrt{0,00372} = 0,061$$

координата середини поля розсіювання замикаючої ланки:

$$K_3 = \sum_{i=1}^1 (K_i + 0.5\alpha_i\delta_i) - \sum_{i=2}^{13} (K_i + 0.5\alpha_i\delta_i) = 0.0365.$$

Верхня й нижня границі поля розсіювання замикаючої ланки:

$$\delta_{\Delta B} = K_3 + \frac{\delta}{2} = 0,0365 + \frac{0,061}{2} = 0,067;$$

$$\delta_{\Delta H} = K_3 - \frac{\delta}{2} = 0,0365 - \frac{0,061}{2} = -0,006.$$

Таким чином, при неповній взаємозамінності замикаюча ланка:

$$A_{\Delta} = (1_{-0,006}^{+0,067}) \text{ мм.}$$

Величина допуску на замикаючу ланку, отримана при рішенні розмірної ланки методом неповної взаємозамінності, менше ніж величина допуску, отриманого при рішенні завдання методом повної взаємозамінності. При рішенні розмірних ланцюгів методом повної взаємозамінності враховуються межові відхилення всіх деталей при найбільш несприятливих об'єднаннях межових відхилень

2.3 Розробка технологічної схеми складання.

Технологічна схема ступенів складання, яку було попередньо описано, не дає повного уявлення про потрібну послідовність складання виробу та способів з'єднання його елементів. Щоб отримати чітку картину послідовного проведення робіт, розроблено і побудовано технологічну схему складання.

Технологічна схема складання приладу представляє собою не лише комплектувальну належність, а й послідовність складання. Вона містить окремі вітки вузлових складань і загального складання приладу. Кожна вітка починається з базової деталі або з базового вузла, за які беруть складні деталі або складальні одиниці нижчих ступенів складання.

диспетчерських виробничих служб підприємства, яка наочно показує необхідний порядок комплектування складання потрібними складальними елементами та складання графіка постачання усіх підрозділів підприємства та організаціями.

Виріб складається з складальних одиниць, які бувають різної складності і в залежності від цього вони розміщуються на першому чи інших рівнях схеми. Деталь – це найнижчий рівень складання. На базі цієї схеми робиться синтез, прийняття правил побудови приладу із його елементів, складальний процес його операцій та переходів.

На нижньому рівні структурної схеми даного виробу знаходяться деталі, на другому третьому та четвертому – складальні одиниці. Кожна окрема деталь чи складальна одиниця креслиться у прямокутнику 10x50, ліворуч записується номер позиції по специфікації, посередині найменування, праворуч кількість на даний виріб.

Але ця схема не дає зображення про послідовність складання і способи забезпечення з'єднань.

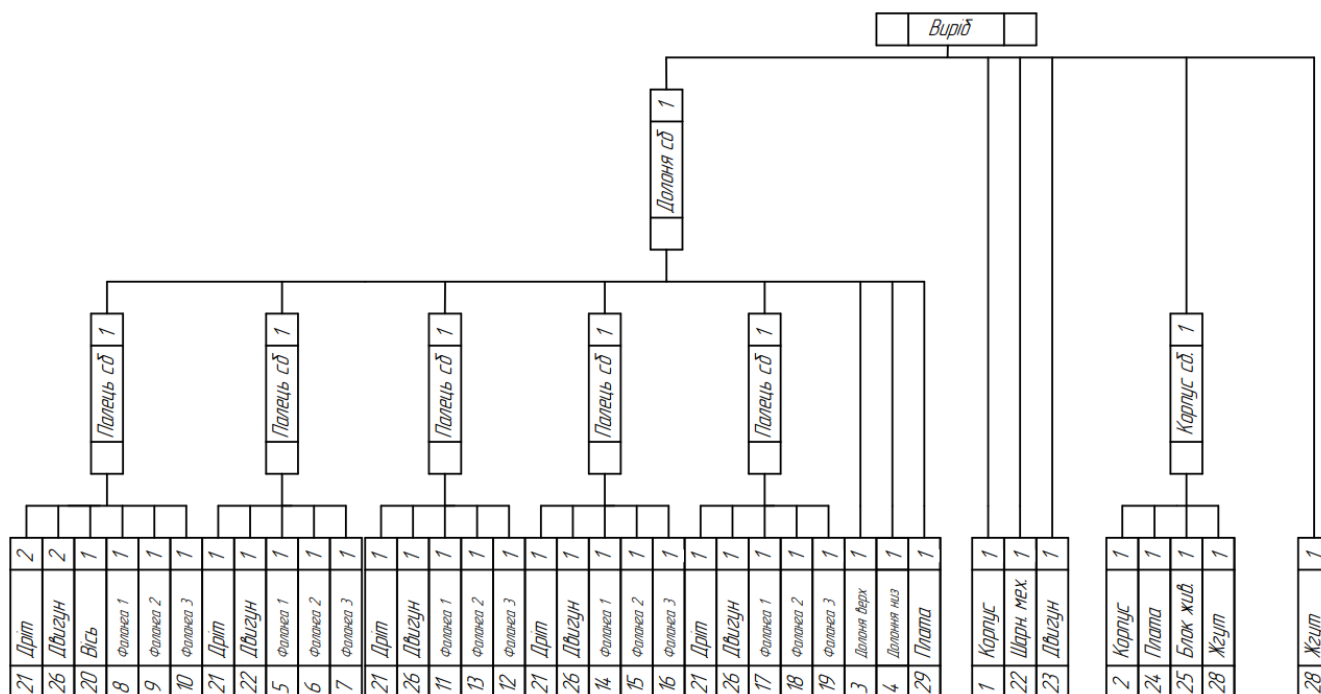


Рис. 2.1 Схема ступенів складання

Висновки

У результаті проведення технологічної розробки конструкції протезу руки були проведені наступні етапи:

- 1) Розраховано основні показники технологічності, допоміжні показники й комплексний показник технологічності $K=0,526$ із цього можна зробити вивід що виріб можна вважати технологічним і запускати його у виробництво;
- 2) Складено технологічну схему складання;
- 3) Розроблено технологічний процес складання;
- 4) Проведено розрахунок складальної одиниці на точність двома методами: повної взаємозамінності й не повної взаємозамінності;

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1) Форма верхніх і нижніх кінцівок у людини [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://osvita.ua/vnz/reports/biolog/27277/>
- 2) Анатомія людини [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
https://anatomia.org.ua/index/skelet_kincivok/0-36
- 3) Скелет верхніх кінцівок [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://www.youtube.com/watch?v=iQ3ZwvSdGwY>
- 4) Анатомія людини [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://anatom.ua/basis/text/all/1-14/>
- 5) Будова і функції опорно-рухової системи [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://naurok.com.ua/urok-na-temu-budova-i-funkci-oporno-ruhovo-sistemi-189637.html>
- 6) Будова і функції опорно-рухового апарату [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://disted.edu.vn.ua/courses/learn/2587>
- 7) Біомеханіка [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
http://hnpu.edu.ua/sites/default/files/files/Kaf_anatomii/Biblioteka/Metodychni%20rekomendatsii%20do%20laboratornykh%20zaniat%20z%20kursu%20Biomekhanika.PDF
- 8) Біомеханіка опорно-рухової системи [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://lib.chmnu.edu.ua/pdf/posibnuku/309/9.pdf>
- 9) Біомеханіка [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%91%D1%96%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%85%D0%B0%D0%BD%D1%96%D0%BA%D0%B0>
- 10) 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, 184с.

- 11) Види протезів кінцівок [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://health-ukraine.com.ua/uk/vidu-protezov-konechnostey/>
- 12) Савчук А. В. Методи та засоби інтелектуального управління протезами верхніх кінцівок Київ, КПІ ім. Ігоря Сікорського 2017, 10с.
- 13) Цивільский Ф.М., Дроздова Є.А., Мерешко Є.Д. Дослідження взаємодії людини із протезом у процесі навчання студентів 2018, 6с.
- 14) Esa Kuronen EPIC SENSORS IN ELECTROCARDIOGRAM MEASUREMENT// Master's Thesis Autumn 2013 Degree programme in Information Technology Oulu University of Applied Sciences – С.47.
- 15) Протезування верхніх кінцівок [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://orto-lux.com.ua/protezuвання-верхніх-кінцівок/#:~:text=%D0%A3%20%D0%B1%D1%96%D0%BE%D0%B5%D0%B%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80%D0%B8%D1%87%D0%BD%D0%B8%D1%85%20%D0%BF%D1%80%D0%BE%D1%82%D0%B5%D0%B7%D0%B0%D1%85%20%D0%BA%D0%B5%D1%80%D1%83%D0%B2%D0%B0%D0%BD>
- 16) Патент 92552 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uapatents.com/3-92552-protez-peredplichchya.html>
- 17) Патент 51315 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uapatents.com/3-51315-nasadka-do-proteza-verkhno-kincivki.html>
- 18) Патент 108456 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uapatents.com/6-108456-prijmalna-gilza-dlya-proteziv-stegna.html>
- 19) Патент 2397 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uapatents.com/4-2397-fiksator-verkhno-kincivki.html>
- 20) Патент 83577 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uapatents.com/6-83577-sposib-vigotovlennya-prijmalno-gilzi-dlya-proteza-gomilki.html>

- 21) Біомеханіка бігу і ходьби [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://adtop.ru/uk/biomehanika-bega-i-hodby-hto-nuzhno-znat-o-biomehanike-myshc/>
- 22) Без'язична О. В., Коваленко Л. П. Методичні рекомендації до лабораторних занять з курсу «Біомеханіка» Харків 2014, 46с.
- 23) Британці зробили біонічний протез руки [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<http://ua-today.com/news-from-ukraine/60613/>
- 24) Особливості біонічних протезів верхніх кінцівок [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://evnuir.vnu.edu.ua/bitstream/123456789/13204/1/Yuriy%20Popadiukha.pdf>
- 25) Хода людини [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A5%D0%BE%D0%B4%D0%B0_%D0%BB%D1%8E%D0%B4%D0%B8%D0%BD%D0%B8
- 26) Патент 48764 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:
<https://uapatents.com/3-48764-sposib-endoprotezuvannya-golivki-promenevo-kistki.html>
- 27) 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.
- 28) 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.

