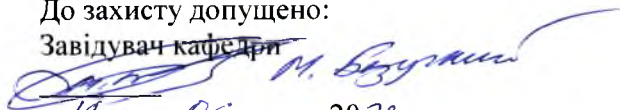


**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
КАФЕДРА ВИРОБНИЦТВА ПРИЛАДІВ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри


« 19 » 06 2023 р.

**Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані технології
виробництва приладів»
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
на тему: «Автоматизований пристрій забезпечення функціональності протезу
нижньої кінцівки людини»**

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-92

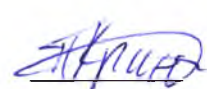
Криницький Павло Костянтинович

Керівник:

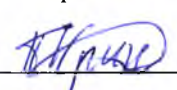
Доцент, к.т.н., ст.наук.сп.

Клочко Тетяна Реджинальдівна

Рецензент:




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

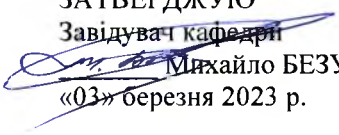
Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

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

Криницького Павла Костянтиновича

1. Тема проєкту «Автоматизований пристрій забезпечення функціональності протезу нижньої кінцівки людини», керівник проєкту Ключко Тетяна Реджинальдівна, к.т.н., ст.наук.сп., доцент кафедри виробництва приладів, затверджені наказом по університету від «30» травня 2023 р. № 2057-с

2. Термін подання студентом проєкту 05 червня 2023 року.

3. Вихідні дані до проєкту: роздільна здатність сенсорів навантаження не більше 0,05 кг, швидкодія роботи ланцюгу зворотнього зв'язку не більше 200 мс, живлення модулю не більше ніж 24 В, вага пацієнта від 60 до 130 кг, середня швидкість не більше 113 кроків/хв.

4. Зміст пояснювальної записки:

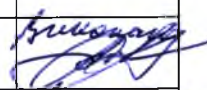
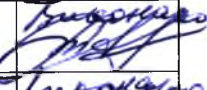
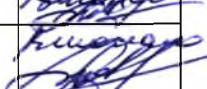
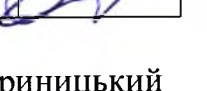
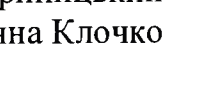
1. Конструкторська частина: 1.1. Зробити аналіз анатомічної будови та основних характеристик нижньої кінцівки людини, 1.2. Класифікувати типи можливих тяжких ушкоджень ноги та обрати конкретний випадок, 1.3. Зробити огляд сучасних технологій протезування ніг та обрати напрямок проєктування, 1.4. Обґрунтувати технічні дані та вимоги до пристрою, 1.5. Обґрунтувати оцінку параметрів та стану кукси, 1.6. Обґрунтувати основні критерії визначення стану функціональності протезу, 1.7. Розробити функціональну блок-схему автоматизованого пристрою, 1.8. Обґрунтувати конструктивне компонування пристрою, 1.9. Розрахувати характеристики електричного блоку пристрою, 1.10. Розрахувати механічну частину, 1.11. Обґрунтувати схему сенсорного комплексу пристрою, 1.12. Створити алгоритми дії автоматизованого пристрою. 2. Технологічна частина: 2.1. Розробити структурну та технологічну схеми складання, 2.2. Розрахувати точність складання, 2.3. Розробити технологічні маршрутні карти складання, 2.4. Обґрунтувати методи вихідного контролю автоматизованого пристрою.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо):

Функціональна схема автоматизованого пристрою, Кресленик загального вигляду автоматизованого пристрою, Складальний кресленик, Загальний вигляд модулю колінного суглоба, Специфікація, Кресленик фрагменту модулю колінного суглоба, Деталювання фрагменту модулю, Структурна схема складання фрагменту, Технологічна схема складання фрагменту, Маршрутна документація щодо складання, Блок-схеми алгоритмів дії автоматизованого пристрою, Презентація проєкту.

6. Дата видачі завдання 03 березня 2023 року.

Календарний план

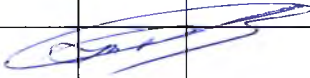
№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Аналітичний огляд. Визначення напрямку розробки	17.03.2023	
2	Обґрунтування технічних даних та вимог до модулю	23.03.2023	
3	Розробка функціональної блок-схеми автоматизованого модулю	03.04.2023	
4	Розрахунки механічної частини модулю	10.04.2023	
5	Проведення розрахунків електричної схеми	17.04.2023	
6	Проведення розрахунків сенсорів модулю	20.04.2023	
7	Розробка конструкції модулю	02.05.2023	
8	Розробка алгоритмів роботи автоматизованого модулю	12.05.2023	
9	Проведення технологічних розрахунків	14.05.2023	
10	Розробка ССС та ТСС	20.05.2023	
11	Розробка маршрутних карт	24.05.2023	
12	Підготовка пояснювальної записки та презентації	26.05.2023	

Студент
Керівник



Павло Криницький
Тетяна Клочко

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	визк
2	A4	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.000 ПЗ	Пояснювальна записка	75	визк
3	A4	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.001 СХ	Структурна схема для автоматизованого пристрою контролю колінного протезу	1	визк
4	A1	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.002 СХ	Принципова електрична схема	1	визк
5	A4	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.003 СХ	Блок-схема роботи алгоритму	1	визк
6	A1	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.004 СК	Складальний кресленик	1	визк
7	A4	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.005 СП	Специфікація	2	визк
8	A2	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.006 СХ	Технологічна схема складання	1	визк
9	A2	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.007 СХ	Структурна схема складання	1	визк
10	A2	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.004.001	Корпус	1	визк
11	A3	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.004.004	Нижній поршень	1	визк
12	A3	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.004.006	Верхній поршень	1	визк
13	A4	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.004.012	Вісь	1	визк
14	A4	ДПБ ПБ-92.05.1702.06.008 СХ	Маршрутна карта	4	визк
				ДПБ ПБ-92.05.1702.06	
		ПІБ	Підп.	Дата	
Розробн.	Криницький П. К.		Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівн.	Клочко Т. Р.	 09.06.25		1	1
Консульт.				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-92	
Н/контр.					
Зав.каф.	Тимчик Г.С.				

Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Автоматизований пристрій
забезпечення функціональності протезу
нижньої кінцівки людини»

Зміст

АНОТАЦІЯ	7
ABSTRACT	8
ВСТУП	9
1.Конструкторський розділ	10
1.1) Аналіз анатомічної будови та основних характеристик нижньої кінцівки людини. 11	
1.2) Ампутація. Показання до ампутації та її класифікація.	12
1.3) Огляд сучасних протезів для людей з ампутацією стегна. Обрання напрямку проектування.	14
1.4) Оцінка параметрів ходи для колінного суглобу.	20
1.5) Розробка структурно-функціональної схеми.	22
1.6) Вибір елементної бази.	23
1.6.1) Мікроконтролер	23
1.6.2) Датчик навантаження.	28
1.6.3) Енкодер.	31
1.6.4) Акселерометр.	34
1.6.5) Сервопривод.	38
1.6.6) Живлення.	41
1.7) Алгоритм дії автоматизованого пристрою.	42
1.8) Розрахунок механічного навантаження на вісь суглобу.	46
2.Технологічний розділ	53
2.1) Розробка та опис технологічної та структурної схеми складання.	54
2.2) Аналіз технологічності конструкції колінного протезу.....	58
2.2.1) Основні критерії технологічності.....	60
2.2.2) Відносні показники технологічності.....	62
2.3) Розрахунок геометричної точності складання	64
2.3.1) Координатний метод.....	66
2.3.2) Екстремальний метод з врахуванням номіналів.	66
2.3.3) Метод екстремальний безномінальний.....	67
2.4) Розробка маршрутних карт	67
ВИСНОВКИ	69
Список джерел	70
Додаток А. Графічні матеріали	74

АНОТАЦІЯ

В даному дипломному проєкті виконано огляд будови та функцій типової системи відтворення функціональності нижньої кінцівки людини. Проєкт складається з конструкторського та технологічного розділів, що доповнюється додатком з графічним матеріалом. Пояснювальна записка, викладена на 75 листів містить 35 зображень, 14 таблиць, 44 формул та 33 літературних джерел.

В конструкторському розділі було проведено огляд будови нижньої кінцівки людини, визначено поняття ампутації, розібрані показання до ампутації, її типи та було обрано конкретний випадок. Було виконано огляд сучасних технологій відтворення функціональності нижньої кінцівки людини та обрано конкретний напрямок розробки. Було виконано огляд та аналіз параметрів ходи людини. На основі обраного напрямку розробки було сформовано та описано структурну схему пристрою. Орієнтовно на структурну схему було здійснено підбір та опис елементної бази електроніки протезу та складено принципову електричну схему. Користуючись інформацією про ходу людини та знанням основних елементів пристрою було складено алгоритм роботи протезу. Було виконано розрахунки для визначення міцності вісі колінного суглобу при заданому діапазону навантажень.

В технологічному розділі виконана розробка технологічної та структурної схеми складання. На їх основі, та на основі складального кресленика, було проведено розрахунки приладу на технологічність та точність складання. У кінці було розроблено маршрутні карти складання.

Ключові слова: ампутація, трансфеморальний, протезування, колінний вузол, навантаження.

ABSTRACT

This diploma project presents an overview of the structure and functions of a typical lower limb functionality reproduction system. The project consists of design and technological sections, complemented by an appendix with graphical material. The explanatory note, spanning 75 pages, includes 35 figures, 14 tables, 44 formulas, and 33 references.

In the design section, an examination of the structure of the human lower limb was conducted, along with the definition of amputation, an analysis of indications for amputation, the types of amputation, and the selection of a specific case. A review of modern technologies for reproducing lower limb functionality in humans was performed, and a specific development direction was chosen. An overview and analysis of human gait parameters were conducted. Based on the selected development direction, a structural diagram of the device was formulated and described. An appropriate selection and description of the electronic component base of the prosthesis were made, and a schematic electrical circuit was developed. Using information about human gait and knowledge of the basic device elements, an algorithm for the operation of the prosthesis was developed. Calculations were performed to determine the strength of the knee joint axis within a specified range of loads.

The technological section includes the development of the technological and structural assembly diagrams. Based on these diagrams and the assembly drawing, calculations were carried out to assess the feasibility and accuracy of the assembly. In conclusion, assembly route cards were developed.

Keywords: amputation, transfemoral, prosthetics, knee joint, loads.

ВСТУП

Існує постійна потреба у засобах які зможуть якнайкраще відновити втрачену рухову функцію людей, що внаслідок травми чи захворювання втратили частину нижньої кінцівки. У наш час ця потреба стала ще гострішою. Також необхідність відновлення працездатності нижньої кінцівки пов'язана з користю ходьби для здоров'я. Така фізична активність знижує ризик серцево-судинних захворювань, діабету та ожиріння[1]. Тому необхідно розробити протези та пристрої для забезпечення їх функціональності, які при використанні будуть максимально наближені до реальної кінцівки.

Метою та завданням дипломного проекту є розробка автоматизованого пристрою для забезпечення працездатності протеза нижньої кінцівки людини з ампутацією стегна.

1.Конструкторський розділ

1.1) Аналіз анатомічної будови та основних характеристик нижньої кінцівки людини.

Нога є однією з основних кінцівок людини, яка виконує різні функції, такі як підтримка тіла, пересування та полегшення різних фізичних дій. При класифікації частин опорно рухового апарату нижню кінцівку поділяють на тазовий пояс та вільну частину. Останню ми і називаємо ногою.

Нога складається з трьох основних частин: стегна, гомілки та стопи. Стегно з'єднується з тазом через кульшовий суглоб, гомілка – зі стегном через колінний суглоб, стопа – з гомілкою через надп'яdkово-гомілковий суглоб.

Стегно - це верхня частина ноги опорною частиною якого є стегнова кістка. Стегнова кістка є найдовшою трубчастою кісткою в тілі людини та складається з діафізу та двох епіфізів. М'язи стегна є дуже витривалими та потужними чим забезпечують не тільки пересування тіла, а і підтримку його у вертикальному положенні. М'язи стегна поділяються на передню та задню групу[2].

Гомілка - це середня частина ноги, чия опорна частина складається з двох схожих за будовою кісток. Основну опорну функцію виконує великогомілкова кістка, в той час як розташована паралельно малогомілкова кістка більше потрібна для стабілізації гомілки та амортизації при русі. Подібно до стегнової кістки, гомілкові кістки складаються з діафізу та епіфізів. Верхній епіфіз великогомілкової кістки утворює колінний суглоб з стегновою кісткою тоді як тоді як надп'яdkово-гомілковий суглоб утворюється з обох гомілкових кісток та надп'яtkової кістки стопи. М'язи гомілки відповідають за положення та рух стопи і їх можна поділити на передню, задню та бічну групи[2].

Стопа – це нижня частина ноги, яка складається з безлічі дрібних кісток, суглобів, м'язів і зв'язок. Вона виконує функції підтримки тіла, амортизації ударів під час ходьби та бігу. Кістки стопи поділяють на три групи: заплеснові, плеснові та кістки пальців. Заплеснові кістки знаходяться з задньої частини стопи. Серед них варто виділити п'яtkову та надп'яdkову кістки. Остання з'єднує стопу з гомілкою утворюючи надп'яdkово-гомілковий суглоб. Плеснові кістки є групою з п'яти придовгуватих трубчастих кісток, що з'єднують кістки пальців з

заплесновими кістками. Окрім сухожилів в стопі є група м'язів котрі рухають пальці.

Головними рухомими частинами ноги є її суглоби котрі відрізняються я одне від одного за осями рухомості. Кульшовий суглоб є кулястим і має три ступені свободи. Колінний суглоб має дві осі обертання (згинання, розгинання та обертання при зігнутому стані). Гомілково-стоповий суглоб складається з двох окремих частин що дають йому дві вісі обертання.

1.2) Ампутація. Показання до ампутації та її класифікація.

Ампутація – видалення частини тіла в наслідок хірургічного втручання. Виконання операції вимагає присутність декількох хірургів серед яких повинен бути присутній судинний хірург. На виконання ампутації хворий повинен дати письмовий дозвіл, у випадку непритомності ампутацію виконують лише у разі серйозного ускладнення або загрози життю. Ампутація в місці суглоба називається відтинанням[3].

У нашому випадку мова йде про видалення частини кінцівки людини. Розглянемо показання до ампутації.

Існують наступні показання для ампутації:

А) Травма або відрив кінцівки без можливості її реплантації. У випадку травми ампутація відбувається у разі розтрощення сегмента кінцівки на великій ділянці з ураженням більшої частини м'язів, судин, нервів та кісток. При відриві видалення виконують у випадку неможливості реплантації або у разі відсутності серйозного впливу на роботу кінцівки[3].

Б) Гангрена - хвороба, що виникає при відсутності кровопостачання. Проблеми з кровопостачанням викликають некроз (руйнування клітин) частини тіла. Частіше за все гангрену спричиняють: діабет, тромбоз, опіки та обмороження вище другого ступеня[4].

В) Післятравматичний процес відмирання та гниття клітин, викликані інфекцією (такою як сепсис)[3].

Г) Краш-синдром – травматичний токсикоз, котрий є наслідком тривалого тиску або розчавлення м'яких тканин[3].

Г) Злоякісні новоутворення, які можуть призвести до ампутації, включають: остеосаркому (злоякісна пухлина кісток), саркому (злоякісна пухлина м'язів), меланому (злоякісна пухлина шкіри)[5].

Параметри протезу визначаються різними параметрами пацієнта, котрі включають в себе здоров'я пацієнта, стан кукси, сферу його діяльності, комфортність у використанні та різні косметичні нюанси[3]. В свою чергу для розробки автоматизованого пристрою для забезпечення працездатності протеза нижньої кінцівки основним параметром є місце ампутації, бо визначає конструкцію протезу, а отже і модуль рухомості.

В залежності від місця ампутації ділять на: ампутацію стопи; транстибiальну ампутацію, деартікуляцію коліна, трансфеморальну ампутацію, дисартікуляцію стегна та геміпельвектомію(рис. 1.1). В даному проєкті буде йти робота з трансфеморальною ампутацією.



Рис. 1.1. Рівні ампутації.

1.3) Огляд сучасних протезів для людей з ампутацією стегна. Обрання напрямку проєктування.

Якщо розглядаються протези для людей з трансфеморальною ампутацією, то для відновлення рухової функції вони повинні мати як мінімум один суглоб, а саме колінний. Гомілково-стоповий суглоб хоч і може мати складну і адаптивну систему відновлення його функціональності, але його наявність не є критичною, тим паче відновлення частини функціоналу можна досягти спеціально спроектованою стопою. У свою чергу присутність колінного з'єднання є необхідним для відновлення ходи.

Колінні з'єднання поділяються на одноосьові та багатоосьові. Одноосьові повинні мати певний механізм блокування, що може бути як ручною так і автоматизованою. Також вони повинні мати певний механізм контролю згинання за що часто відповідає гідравлічний, пневматичний демпфери або механізми що використовують тертя[6]. Далі буде розглянуто декілька сучасних технологій в протезуванні ніг на прикладі колінних суглобів та проаналізовано їх сильні та слабкі сторони.

Одноосьові колінні суглоби, по суті, являють собі простий шарнір де деяких випадках можуть використовуватись підшипники кочення. Відповідно, під час згинання та розгинання відбувається просте обертання довкола вісі. Такі протези є простими як у своїй конструкції так і в догляді за ними, а також є витривалими, легкими та доступними. Але їх конструкція вимагає механізму контролю згинання та блокування, бо інакше робота по підтримці стоячого положення падає на м'язи пацієнта. Частіше за все використовується механізм контролю згинання на основі тертя. Для фіксації застосовується як ручне так і автоматизоване блокування[7].

Прикладом колінного протезу такого типу буде суглоб Nertus ORT-50S(рис. 1.2). Це просте колінне з'єднання з нержавіючої сталі витримує навантаження до 125 кг, має масу в 485 г і здатен повертатися на 150°[8].



Рис. 1.2. Колінний протез Nertus ORT-50S[8].

Багатоосьові(поліцентричні) колінні протези зазвичай мають 4(рідше 7) осі обертання. Незалежно від кількості осей усі поліцентричні колінні з'єднання мають спільний миттєвий центр швидкостей, що розташовується вище та трохи позаду від коліна. Через це вони є дуже стабільними при стоянні але все ще здатні легко зігнутися для початку ходьби. Також їх механізм робить ногу трішки коротшою під час згинання, що зменшує ризик спіткнутися в процесі ходи. Хоча тут теж може використовуватися механізм контролю згинання на основі тертя, нерідкими є застосування пневматичних або гідравлічних демпферів. Все це і те, що даний тип коліна підходить для ширшого кола пацієнтів, робить його дуже універсальним. При цьому варто зазначити що данні протези коліна є важчими, дорожчими, складнішими у догляді та, зазвичай, мають меншу амплітуду руху ніж одноосьові[9].

В якості прикладу для поліцентричних протезів розглянемо Embreis Polycentric (4-linkage) Knee Joint 100(рис. 1.3). Данна частина протезу виготовлена з алюмінію, витримує вагу до 100 кг, важить 507 г і має амплітуду згинання до 165° [10].



Рис. 1.3. Колінний протез Embreis Polycentric (4-linkage) Knee Joint 100 [10].

Далі розглянемо два механізми фіксації ноги, а саме ручний та автоматизований. Фіксатори необхідні для пацієнтів з слабкими або дуже пошкодженими м'язами стегна бо вони не мають достатньої сили для утримання протеза в стабільному положенні. При ручному блокуванні руху суглобу пацієнт сам рішає коли зафіксувати коліно. Здійснюється це шляхом перемикання важеля, що розташований на суглобі. Нерідко для цього використовують спеціальний трос що дозволяє користувачу не тільки не нагинатися до ноги а й фіксувати цю частину протезу в процесі ходи[7][9].

Прикладом даного методу фіксації буде одноосьове коліно Ottobock Single Axis Knee Joint, Lock(рис. 1.4). Окрім вище наведеного методу фіксації це колінне з'єднання має спеціальну пружину що автоматично фіксує коліно при повному випрямленні. Виконане з'єднання з нержавіючої сталі, з максимальним навантаженням 150 кг, кутом згинання 120° , вагою 695 г та висотою в 79 мм[11].



Рис. 1.4. Колінний протез Ottobock Single Axis Knee Joint, Lock [11].

Автоматичні фіксатори частіше за все мають блокувальний механізм на основі тертя в з'єднанні. При навантаженні на суглоб тертя збільшується, чим фіксує коліно. Це стабільна система котру часто використовують при розробці протезів для людей без досвіду у їх використанні але її недоліком є неможливість використання при присіданні, бо коліно потребуватиме повної розгрузки[7].

Розглянемо з'єднання Akder Medical Weight Activated Brake Knee 1311T (рис. 1.5) в якості прикладу такої фіксації. Це одноосьове коліно має вищезгадану систему фіксації на основі тертя, є виконаним із титану, витримує навантаження до 100 кг, має масу в 362 г, висоту виробу в 48 мм та амплітуду згинання в 150°[12].



Рис. 1.5. Колінний протез Akder Medical Weight Activated Brake Knee 1311T [12].

Тепер детальніше розглянемо механізми контролю згинання та розгинання на основі пневматики або гідравліки. Зазвичай під цим мається на увазі використання демпферів з клапанами що дозволяють швидке розгинання при ходьбі та сповільнене згинання при навантаженнях. Деякі демпфери мають механізм що автоматично з часом підлаштовується під темп ходи пацієнта.

Загалом вони забезпечують плавніший рух і відчуються природніше. Варто зазначити, що їх включення в протез зробить його важчим та складнішим у догляді[9].

Прикладом протезу з механізмом контролю згинання буде чотирьохосьовий колінний суглоб Endolite 4-Bar Knee(рис. 1.6). Окрім описаних в абзаці про поліцентричні з'єднання характеристик суглоб оснащений пневматичним демпфером, що контролює згинання та розгинання та дозволяє краще підлаштувати параметри протезу під ходу пацієнта. Даний поліцентричний протез витримує навантаження до 100 кг, має вагу в 888 г, має сумарну висоту 162 мм та здатний згинатися на 125° [13].



Рис. 1.6. Колінний протез Endolite 4-Bar Knee [13].

Попередньо описані з'єднання можуть використовуватися для створення механічних протезів. Окремим підтипом є електронні протези ноги. Такі протези використовують сенсорні данні для встановлення руху та його характеристик для налаштування механізму контролю. Електронні протези можна розділити на активні та напівактивні. Активні протези контролюють згинання суглобу на пряму, використовуючи гідравлічні, гвинтові приводи або потужні мотори. В свою чергу напівактивні доповнюють функціонал механічних протезів коліна динамічно змінюючи параметри механізму контролю згинання. В основному в них використовується змінний демпфер. Електронні протези не тільки здатні

легко адаптуватися до особливостей ходи пацієнта, але і є зручнішими бо здатні підлаштовуватися під більшу кількість ситуацій ніж їх механічні аналоги. Проте такі протези є важкими, складнішими у догляді та дуже дорогими. Також вони є вразливішими для пошкоджень та погодних умов. Для забезпечення роботи системи необхідно мати вбудований акумулятор котрий вимагатиме періодичної підзарядки[7][9].

Розглянемо електронне колінне з'єднання Plié 3 Microprocessor Controlled (MPC) Knee KD3(рис. 1.7). Особливістю даного протезу є система котра здатна вчасно відреагувати на зміни в ході та положенні щоб запобігти падінню. Для таких цілей обраний змінний рідинний демпфер, що здатен витримувати більші навантаження ніж пневматичний. Також даний пристрій має рівень захищеності IP67, тобто є абсолютно захищеним від пилу та може витримувати занурення на 1 м в воду протягом 30 хв. Дане з'єднання має габаритну висоту в 223 мм, вагу у 1243 г, здатне витримувати навантаження до 100 кг, має діапазон руху до 117° та має акумулятор, що забезпечує 24 години роботи[14].



Рис. 1.7. Колінний протез Plié 3 Microprocessor Controlled (MPC) Knee KD3 [14].

Отже, оскільки колінний модуль є ключовим у відновленні функціональності нижньої кінцівки людини, то я обрав наступний напрям проєктування: необхідно спроектувати одноосьовий колінний суглоб із змінним рідинним демпфером та зібрати та описати для нього сенсорну систему та систему контролю.

В якості основи для побудови рідинного демпфера буде використана модель запропонована в даній статті[15] котра вирізняється своєю простотою та компактністю. Особливістю її конструкції є вбудований в поршень дросель, що являє собою гвинт з перетинками котрі здатні зменшувати поперечний переріз канавок тим самим міняючи силу опору демпфера. За потреби отвори можуть бути перекриті, тим саме фіксуючи ногу. Окрім цього в поршні вмонтовано два зворотних клапана, що дозволяють рух рідини в зворотних одне-одному напрямках. Гвинт можна повертати під'єднавши його до елемента контролю що встановлюється в спеціальний роз'єм в ніжці поршня.

1.4) Оцінка параметрів ходи для колінного суглобу.

Хода людини - це складний біомеханічний процес, який дозволяє нам рухатися і переміщатися в просторі. Під час ходи людини відбувається послідовність рухів, які включають піднімання та опускання кінцівок, зміни розташування тіла, балансування та переміщення в просторі. Якщо оцінювати ходу по руху однієї ноги то вона має дві основні фази: опорну та махову. В свою чергу ці фази можна розділити на наступні етапи[16]:

- А) Контакт п'ятки з землею
- Б) Повне навантаження стопи
- В) Середина опорної фази
- Г) Завершення опорної фази
- Г) Підготовка маху
- Д) Початок маху
- Е) Середина маху
- Є) Завершення маху

Всі вище наведені вище етапи та фази ходи показано на рис. 1.8. Оцінка етапів руху відбувається на прикладі лівої ноги що виділена червоним.

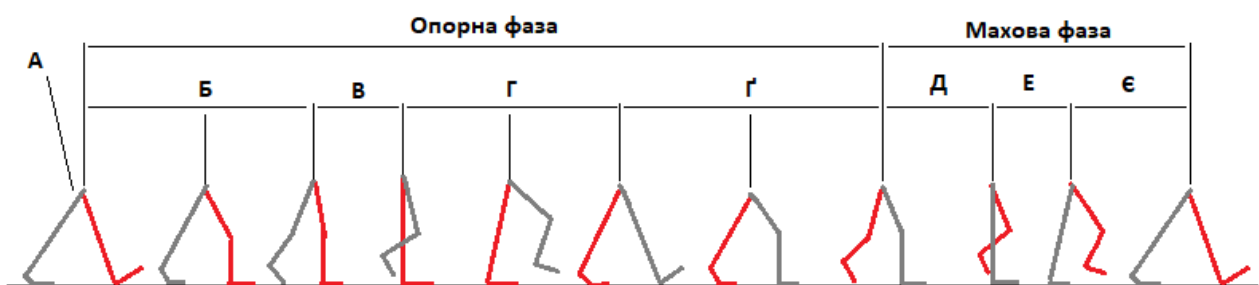


Рис.1.8. Етапи та фази ходи людини.

Також для оцінки ходи скористаємося графіком крутного моменту та кута повороту коліна використаного в подібній роботі[17] та розберемо параметри коліна під час кожного з етапів. Даний графік представлений на рис. 1.9.

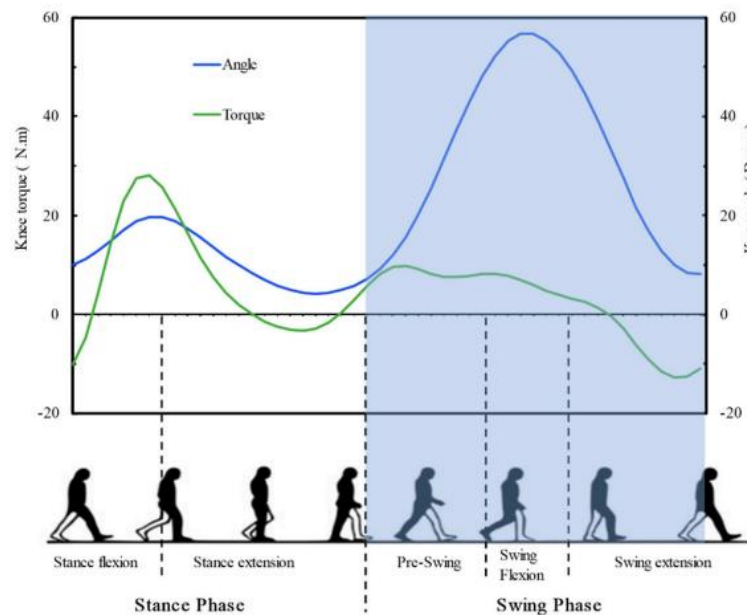


Рис. 1.9. Графік залежності кута нахилу коліна та його моменту сили, відносно етапу ходи[17].

При контакті п'ятки з землею кут нахилу коліна дорівнює 5° - 10° . Цій дії передуює розгинання ноги при якому момент буде дорівнювати -10 Нм. В першій половині етапу навантаження стопи відбувається невеликий згин коліна на 20° з піковим моментом сили в 30 Нм, проте вже в другій половині суглоб розігнеться назад до 10° . У серединній опорній фазі кут розігнутого коліна досягне 5° за крутного моменту в -4 Нм. Після, кутовий момент буде поступово зростати до кінця завершального опорного етапу, де також почне зростати кут нахилу суглоба. На початку етапу підготовки маху крутний момент буде становити 5 Нм і буде приблизно такого рівня до початку махової фази, де почне поступово спадати. В свою ж чергу кут нахилу буде становити 25° після чого почне експоненційно зростати до завершення етапу підготовки маху де становитиме 58° . На етапі початку маху кут згину коліна почне падати до 20° , а крутний момент досягне 0 Нм. В завершальному етапі маху падіння показників продовжиться до позначок, котрі передували етапу навантаження стопи.

1.5) Розробка структурно-функціональної схеми.

В пункті 1.3 було визначено напрямок розробки і встановлена необхідність у системі контролю змінного демпфера. Дану електричну систему можна умовно розділити на сенсорну, обчислювальну та виконавчу частини. Сенсорна частина збирає інформацію про параметри протезу для відслідковування стадій ходи. Обчислювальну частину буде здійснювати мікроконтролер котрий окрім цього буде контролювати роботу виконавчої частини, що в цьому випадку сервоприводом.

Структурну схему для автоматизованого пристрою контролю колінного протезу зображено на рис. 1.10:

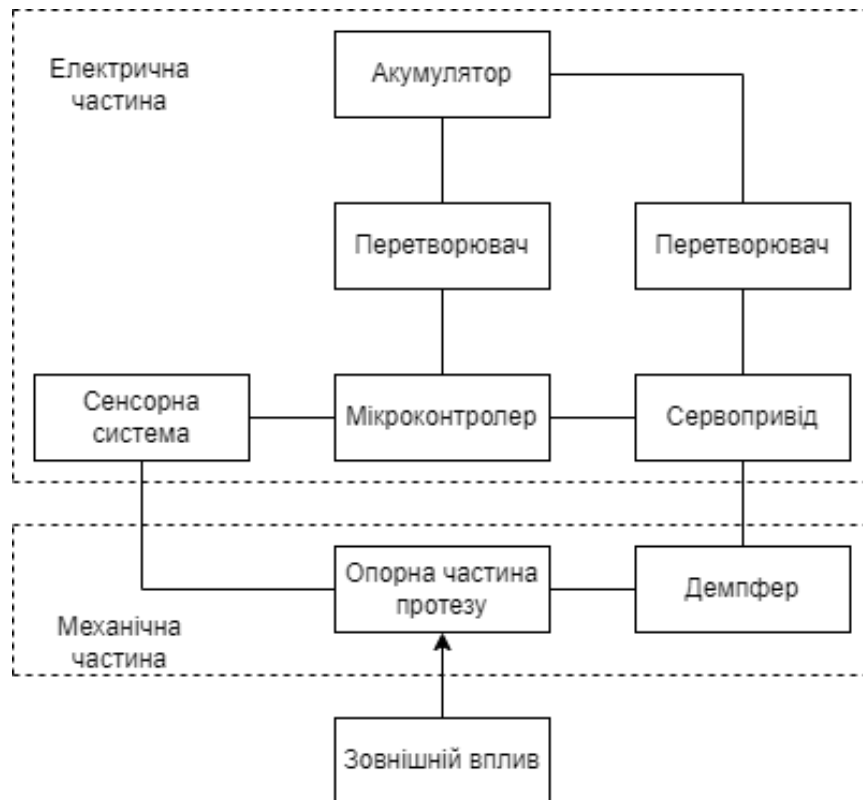


Рис. 1.10. Структурна схема для автоматизованого пристрою контролю колінного протезу.

В пункті 1.3 було визначено напрямок розробки і встановлена необхідність у системі контролю змінного демпфера. Дану електричну систему можна умовно розділити на сенсорну, обчислювальну та виконавчу частини. Сенсорна частина збирає інформацію про параметри протезу, а саме його орієнтацію, напрям прискорення, кут повороту коліна та навантаження. Дана інформація буде

аналізувалися обчислювальною частиною, а саме мікроконтролером, що здійснюватиме постійну оцінку фаз руху кінцівки. Обчислювальна частина контролює роботу виконавчої частини, що в цьому випадку буде сервоприводом. Уся ця система буде живитися від акумулятору і потребуватиме пару адапторів живлення.

1.6) Вибір елементної бази.

Під час вибору компонентів для створення автоматизованого пристрою забезпечення функціональності протезу нижньої кінцівки людини, було здійснено аналіз та аналіз елементів що зображені на структурній схемі. Було проаналізовано основні характеристики цих пристроїв і вибрані найоптимальніші варіанти, що відповідають поставленим вимогам. Також, по завершенню підбору та обґрунтування елементної бази було здійснено створення принципової електричної схеми.

Сенсорна система складається з трьох окремих датчиків, що також будуть розібрані: датчика навантаження, енкодера, акселерометра та гіроскопа. Окрім цього буде розібрано: мікроконтролер, сервопривід, акумулятор та перетворювач.

1.6.1) Мікроконтролер

Мікроконтролер - це інтегрований електронна пристрій, який поєднує в собі процесор, пам'ять і периферійні пристрої, необхідні для керування і взаємодії зі зовнішнім середовищем. Він є спеціалізованою мікросхемою, розробленою для виконання завдань керування і обробки сигналів у автоматизованих системах.

Мікроконтролери мають власний процесор, який виконує програмний код і керує роботою системи. Вони також мають оперативну та постійну пам'ять для збереження коду та результатів його виконання. Додатково, мікроконтролери мають периферійні пристрої, такі як порти введення-виведення (GPIO), таймери, аналого-цифрові та цифро-аналогові перетворювачі, комунікаційні інтерфейси (наприклад, UART, SPI, I2C) і багато іншого. Ці периферійні пристрої дозволяють

мікроконтролеру взаємодіяти зі іншими пристроями, зчитувати датчики, керувати актуаторами, обробляти дані тощо.

Мікроконтролери широко застосовуються в багатьох автоматизованих та автоматичних системах, таких як побутова техніка, мобільні пристрої, автомобілі, медична апаратура, промислові системи та інші. Вони є компактними, енергоефективними обчислювальними засобами.

На сьогоднішній день існує безліч мікроконтролерів різних виробників і моделей, які знаходять широке застосування в різних галузях. Ось кілька найрозповсюдженіших мікроконтролерів:

А) Мікроконтролери PIC (Peripheral Interface Controller) виробляються компанією Microchip Technology. Вони використовуються в багатьох галузях, включаючи промисловість, автомобільну електроніку та електронні прилади.

Б) STM32 - це сімейство мікроконтролерів на базі ядра ARM Cortex-M, виробляється компанією STMicroelectronics. Вони використовуються в різних додатках, включаючи IoT, медичну техніку та автоматизацію.

В) AVR є сімейством мікроконтролерів, які розробляються та виробляються компанією Microchip Technology. Сімейство AVR включає різні моделі мікроконтролерів з різними характеристиками та функціональністю. Від невеликих та простих мікроконтролерів, таких як ATtiny, до більших та потужніших моделей, таких як ATmega чи ATxmega. Ці мікроконтролери використовують у широкому спектрі виробництва, від промисловості до хобі-проектів.

Г) Мікроконтролери ESP8266, вироблені компанією Espressif Systems, стали популярними в галузі Інтернету речей (IoT). Вони поєднують в собі процесор із підтримкою Wi-Fi і Bluetooth, що робить їх ідеальними для розробки підключених пристроїв.

Ґ) MSP430 - це сімейство мікроконтролерів, вироблених компанією Texas Instruments. Вони використовуються в різних додатках, включаючи промисловість, енергоефективні системи, медичну техніку і автоматизацію.

Для даного проекту було обрано використовувати мікроконтролер Atmega328. Це надійний і добре документований мікроконтролер, вибір якого спричинений його зручністю в використанні, розширеними можливостями програмування та взаємодії з зовнішніми пристроями.

Мікроконтролер знаходиться в корпусі TQFP (Thin Quad Flat Package), що обумовлено його компактністю, тепловими характеристиками. На рис.1.11 зображено Atmega328 в корпусі TQFP у виді зверху.

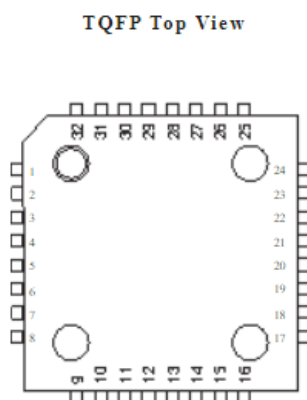


Рис. 1.11 Atmega328 в корпусі TQFP, вид зверху[18].

Основні характеристики мікроконтролера Atmega328 занесено до таблиці 1.1.

Табл. 1.1. Основні характеристики мікроконтролера Atmega328[18].

№ n/n	Параметр	Характеристика
1	ЦП	20 (MIPS/DMIPS)
2	Об'єм Flash	32 (kB)
3	Об'єм EEPROM	1024 (B)
4	Напруга	1.8 – 5.5 В
5	Піни/ШИМ	32/6
6	Струм	0.2 мА (1 МГц, 1,8 В)

В подальшому мікроконтролер Atmega328 буде використовуватись у складі плати розробника Arduino UNO. Це рішення обумовлене зручністю використання, вбудованим програматором, наявністю USB-порту та можливістю використання

PBS шини. Фото плати Arduino UNO зображено на рис. 1.12. Технічні характеристики плати Arduino UNO занесено до таблиці 1.2.



Рис. 1.12 Плата розробника Arduino UNO.

Табл. 1.2. Технічні характеристики плати Arduino UNO[19].

№ п/п	Параметр	Характеристика
1	Напруга	7 – 12 В
2	Гранично допустима напруга	6 – 20 В
3	Максимальний струм для портів I/O	40 мА
4	Максимальний струм для порта 3.3 В	50 мА
5	Піни/ ШІМ	14 / 6
6	Аналогові виходи	6
7	Тактова частота	16 МГц

Як видно з таблиці 1.2 плата Arduino UNO може житися напругою діапазоном від 6В до 20 В, але рекомендованою є в діапазоні між 7В та 12В.

Тобто при напрузі нижчій за рекомендовану система працюватиме нестабільно, а вихідна напруга на портах може бути нижче за потрібну.

Плата може житися через USB-порт, приєднаний до комп'ютера або іншого джерела з вихідною напругою 5 вольт. Це дозволяє зручно використовувати плату безпосередньо з комп'ютером або жити її зі зовнішнього USB-адаптера.

Для живлення Arduino UNO від зовнішнього джерела, на платі є вхідний пін Vin. Цей пін приймає напругу в діапазоні від 7 до 20 вольт. Якщо вхідна напруга через Vin пін нижча за 7 вольт, рекомендується жити плату напряму через 5V пін.

Серед особливих виходів є виходи для живлення периферії, «заземлення» та вивід перезапуску. Далі розглянемо інші порти.

Плата Arduino UNO має 14 цифрових портів, які можна використовувати як входи або виходи для цифрових сигналів. Цифрові порти на Arduino UNO позначені від D0 до D13. Порти D0 і D1 також використовуються для зв'язку з комп'ютером через USB-порт для передачі серійних даних. Кожен цифровий порт може приймати два логічних рівня - (1) або (0). 1 відповідає напрузі живлення плати (зазвичай 5 вольт), а 0 відповідає заземленню. Вхідні порти Arduino UNO мають внутрішні резистори, які можна використовувати для підтягування вхідного сигналу до HIGH або LOW рівнів. Це може бути корисно для забезпечення стабільної роботи вхідного сигналу. Деякі з цифрових портів (D3, D5, D6, D9, D10 і D11) на Arduino UNO підтримують функцію широтно-імпульсної модуляції (PWM). Це означає, що можна генерувати аналогові сигнали з цих портів, що корисно для контролю яскравості світлодіодів, швидкості двигунів та інших аналогових дій. Деякі цифрові порти (D2 та D3) підтримують зовнішні переривання. Це дозволяє платі Arduino UNO реагувати на зміни стану цих портів навіть під час виконання інших завдань[19].

Габаритні розміри плати розробника Arduino UNO становлять 68.5 x 53.5 мм. Плата має 4 отвори для кріплення.

1.6.2) Датчик навантаження.

Датчики навантаження – спеціальні перетворювачі котрі у відповідь на навантаження або натяг генерують сигнал. Існують пневматичні гідравлічні, п'єзоелектричні та тензометричні датчики. В гідравлічних та пневматичних датчиках використовуються манометри для фіксації зміни внутрішнього тиску. П'єзоелектричні датчики навантаження використовують явище п'єзоефекту де при деформації створюється невелика кількість напруги. Тензометричні датчики засновані на явищі збільшення опору електричного ланцюга при його розтягуванні і частіше за все являють собою довгу лінію з провідника нанесену на гнучку основу. Цей принцип розвивається у «вимірювальному мосту» що складається з чотирьох резисторів вихідна напруга яких дорівнює нулю в стані спокою, а при деформації міняється. Тобто вимірювальний міст є теж типом тензодатчика

Окрім цього вони ще відрізняються за формою та функцією, що з неї випливає. Наприклад окрім звичайних одноточкових датчиків навантаження можна знайти S-подібні, чия будова та форма дозволяє також вимірювати і силу розтягу.

Для сенсорної системи біонічного колінного з'єднання було обрано одноточковий тензодатчик FX29 виконаний на базі вимірювального мосту. Фото датчика навантаження FX29 зображено на рис. 1.13.



Рис. 1.13 Датчик навантаження FX29[20].

Даний перетворювач має варіації які можуть видавати як цифровий, так і аналоговий показники. Це обумовлено типом вхідного струму та задіяними в датчику модулями. В порівнянні зі іншими датчиками навантаження та старшою моделлю FX19 даний тензодатчик має вбудований набір модулів що дроблять його зручнішим у використанні. З огляду на використання плати розробника Arduino UNO на базі мікроконтролера Atmega328 було обрано варіант з постійним струмом живлення. Технічні характеристики плати FX29 занесено до таблиці 1.3.

Табл. 1.3. Технічні характеристики плати FX29 [20].

№ n/p	Параметр	Характеристика
1	Напруга	5 В
2	Гранично допустима напруга	2.7 – 5.5 В
3	Струм	3 мА
4	Струм в режимі сну	5 мкА
5	Діапазон чутливості	50 – 1000Н
6	Роздільна здатність АЦП	14 Bit
7	Час відгуку	3 мс
8	Час відгуку в режимі сну	8 мс
9	Вихідна напруга мосту	0.5 – 4.5 В
10	Діапазон робочих температур	-40 - +80 °С
11	Габаритні розміри	19.40 x 19.40 x 5.45 мм

Розглянемо будову та функціонал датчика на структурній блок-схемі що показана в технічній документації до приладу. Структурна блок-схема плати FX29 зображено на рис. 1.14.

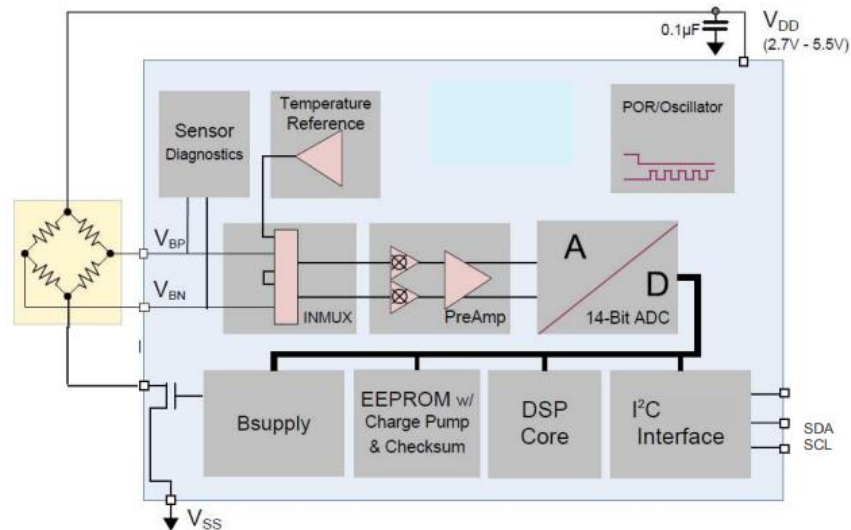


Рис. 1.14 Структурна блок-схема плати FX29 [20].

Основним елементом тензодатчика є вимірювальний міст побудований з однакових за характеристиками тензорезисторів. Однаковість характеристик збалансовує систему, в наслідок чого вихідна напруга дорівнює нулю. При деформації одного із резисторів у системі виникає нерівність, що виражається подачею напруги на вихід. В подальшому використовується закон Ома для визначення нового опору та встановлення наявної деформації.

Модулі датчика можна поділити на аналогові та цифрові. Вони живляться від лінії Vdd по якій, у випадку використання плати розробника Arduino UNO, буде йти постійний струм номіналом в 5 В. Для забезпечення роботи цифрових модулів датчика в нього встановлений осцелятор, що перетворює постійний струм в цифровий.

Постійний струм потрапляє в вимірювальний міст, після чого виводиться через два виходи. До цих виходів під'єднаний модуль сенсорної діагностики що оцінює параметри вихідного сигналу. Потім виходи через модуль INMUX відбувається визначення температури завдяки модулю температурної оцінки.

Наступним чином відбувається підсилення сигналу через підсилювач помічений як PREAMP і далі підсилений сигнал іде на АЦП. Звідси до цифрових модулів проведена шина, що з'єднує модуль постійної пам'яні EEPROM, цифровий сигнальний процесор та інтерфейс з'єднання I2C. Модуль постійної

пам'яті потрібний для зберігання вимірних даних у випадку порушення зв'язку з мікроконтролером.

1.6.3) Енкодер.

Енкодер - це датчик, який використовується для вимірювання кутового положення, переміщення або обертання об'єкта. Він використовується для отримання інформації про зміну положення об'єкта і генерує відповідний вихідний сигнал.

Енкодери зазвичай використовуються в різних пристроях і системах, де потрібне точне вимірювання або контроль положення або переміщення. Наприклад, вони широко застосовуються в промислових системах автоматизації, робототехніці, CNC-машинних центрах, друкарських пресах, оптичних системах, автомобільних системах, аудіообладнанні та багатьох інших пристроях і промислових застосуваннях.

Загалом енкодери поділяють на два типи, це інкрементні та абсолютні.

Інкрементний датчик, при русі об'єкта, виявляє зміни кута і генерує вихідний сигнал, який вказує напрямок та кількість кроків (інкрементів) руху. За допомогою цих сигналів контролер або система може визначити кутове положення об'єкта або виконати інші операції, пов'язані зі зміною положення. Вони зазвичай складаються з двох головних компонентів: кодера та датчика. Кодер містить шар дисків або решіток з закодованими положеннями, а датчик використовується для вимірювання переміщення цих шарів або зміни положення. Один з основних переваг інкрементних датчиків повороту полягає в їхній високій точності та вимірюванні в режимі реального часу. Вони також здатні вимірювати кутову швидкість та прискорення об'єкта з високою роздільною здатністю.

Абсолютні датчики повороту (абсолютні датчики положення) - це пристрої, які вимірюють точне абсолютне положення об'єкта або поворот незалежно від початкової точки. Вони надають повну інформацію про кутове положення об'єкта, не вимагаючи його попередньої калібрування або відомостей про початкове положення. У протизагаду до інкрементних датчиків повороту, які вимірюють зміну

положення або руху, абсолютні датчики повороту надають неперервну інформацію про конкретне положення об'єкта в межах повного оберту (360° або більше). Вони зазвичай мають спеціальну кодову систему, що дозволяє ідентифікувати і точно виміряти кутове положення об'єкта. Абсолютні датчики повороту можуть використовувати різні технології для отримання точних вимірів. В основному їх поділяють на оптичні, магнітні та механічні. Одна з ключових переваг абсолютних датчиків повороту полягає в тому, що вони здатні негайно визначати точне положення об'єкта без необхідності додаткових обчислень або відстеження змін. Це особливо корисно в застосуваннях, де важлива висока точність і швидкість вимірювання, таких як промислові роботи, авіація, медична техніка та багато інших.

Оптичні датчики повороту - це пристрої, які використовуються для вимірювання кутового положення або обертання об'єкта за допомогою оптичних принципів. Вони використовують світлові сигнали та фотодетектори для вимірювання зміни положення об'єкта.

Ці датчики складаються з двох основних компонентів: диска (або шкали) з оптичним кодуванням та фотодетектора. Диск містить оптичні шаблони або шкали, які відображають різні позиції або значення кута повороту. Фотодетектор реагує на зміни світлового сигналу, який відбивається або проходить через диск, і генерує електричний сигнал, що відповідає кутовому положенню об'єкта.

Магнітні датчики повороту використовують магнітний ефект для вимірювання кутового положення об'єкта. Вони використовують магнітне поле та датчики для вимірювання зміни магнітного поля і визначення точного положення об'єкта.

Магнітні датчики повороту складаються з двох основних компонентів: джерела магнітного поля та датчика. Датчик, зазвичай градієнтний магнітний датчик або Холлівський датчик, виявляє зміни магнітного поля, що виникають через рух магнітного джерела, і генерує електричний сигнал, що відображає кутове положення об'єкта.

Механічні датчики, також відомі як кондуктивні, користуються явищем провідності для визначення кута повороту. На відміну від інших абсолютних датчиків обертання, які покладаються на фотодетектори або датчики Холла, кондуктивні енкодери використовують прямий електричний контакт для визначення положення валу.

Як правило вони складаються з ряду щіток та провідної пластини з щілинами. Оберт пластини приводить до зімкнення та розімкнення контакту. Зазвичай використовуються три щітки, перша подає струм на пластину, а інші дві знаходяться на «зубцях» пластини. В залежності від того який контакт замкнеться або розімкнеться першим визначається напрям обертання.

Через свою просту будову вони є міцними, витривалими та довговічними, але з часом піддаються зносу через стирання щіток. Також їх простота дозволяє їх робити достатньо невеликими.

Власне з огляду на невеликі габарити, надійність та простоту я рішив обрати механічний енкодер EC11. Окрім вищезазначених основними параметрами, що виділяють саме цей енкодер, є його розповсюдженість та зручність у використанні. На основі цього датчика побудований модуль КУ-040 котрий дозволяє легко працювати з датчиком за допомогою плати розробника Arduino UNO. Фото датчика та побудованого на його основі модулю представлені на рис. 1.15. Технічні характеристики плати FX29 занесено до таблиці 1.4.



Рис. 1.15 Датчик та побудований на його основі модуль[22] [23].

Табл. 1.4. Технічні характеристики плати FX29[23].

№ n/n	Параметр	Характеристика
1	Напруга	5 В
2	Струм	10 мА
3	Кількість імпульсів на один оберт	20
4	Діапазон робочих температур	-30 - +70 °С
5	Мінімальний робочий ресурс	15000 об.
6	Габаритні розміри	30 x 18 x 12 мм

У даному модулі керуючим сигналом є сигнал низького рівня що подається на порт заземлення (gnd). Звідси він йде на диск через щітку на лінії С. Порти clk та dt необхідні для підключення шини I2C і через них мікроконтролер буде отримувати вихідний сигнал. До порту clk під'єднана лінія А, а до порту dt лінія В. Через резистори на 100 кОм ці дві лінії під'єднанні до порта +, на який подається напруга[24]. Розташування щіток та позначення ліній показано на рис. 1.16.

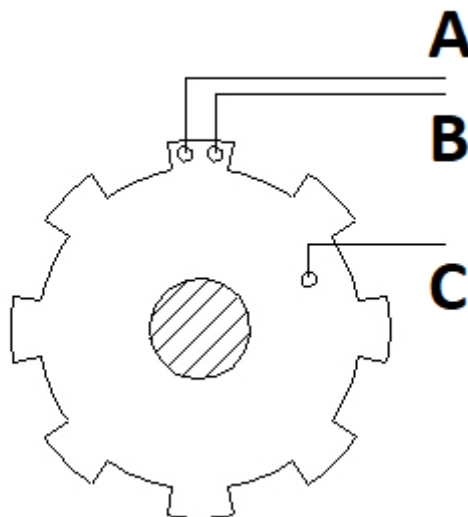


Рис. 1.16. Розташування щіток та позначення ліній.

1.6.4) Акселерометр.

Акселерометр - це електронний пристрій, призначений для вимірювання прискорення, яке відбувається в напрямку трьох осей - вздовж осі X, осі Y і осі Z.

Ці датчики вимірюють повне прискорення, що є рівнодіючою сил за виключенням гравітації. Їх можна використовувати для визначення абсолютного лінійного та кутового прискорення.

Акселерометри мають внутрішні сенсори або механізми, які реагують на зміни прискорення та генерують відповідний електричний сигнал. Цей сигнал зазвичай конвертується в цифровий формат, який може бути оброблений мікропроцесором або іншим електронним пристроєм для аналізу та використання даних.

За принципом будови акселерометри поділяються на електричні та механічні.

Електричні акселерометри - це тип акселерометрів, які використовують електричні принципи для вимірювання прискорення. Вони перетворюють механічні зміни, що відбуваються під впливом прискорення, на вимірювані електричні сигнали.

Основні типи електричних акселерометрів включають:

А) П'єзорезистивні акселерометри, що використовують п'єзорезистивні елементи, які змінюють свій електричний опір при зміні механічного напруження. Застосування прискорення призводить до деформації п'єзорезистивного матеріалу, що змінює його опір. Цей змінний опір може бути виміряний та використаний для визначення прискорення.

Б) Ємнісні акселерометри, що використовують зміну ємності між парою пластин, яка зміщується під впливом прискорення. Зміна відстані між пластинами змінює ємність, що може бути виміряна як електричний сигнал. Цей сигнал пропорційний прискоренню і може бути використаний для вимірювання.

В) П'єзоелектричні акселерометри, що є подібними до п'єзорезистивних. Вони використовують п'єзоелектричні матеріали, які генерують електричний заряд при зміні механічного напруження. Застосування прискорення викликає деформацію п'єзоелектричного матеріалу, що призводить до генерації заряду. Цей заряд може бути виміряний та використаний для вимірювання прискорення.

Механічні акселерометри - це тип акселерометрів, які використовують механічні принципи для вимірювання прискорення. Вони базуються на рухомих масах, пружинах і датчиках, які реагують на зміни прискорення.

Основний принцип роботи механічного акселерометра полягає в тому, що рухома маса відповідає на прикладене прискорення і зміщується відносно нерухомої бази. При цьому відбувається деформація пружини, що пов'язана з прискоренням. Зміна положення рухомої маси або деформація пружини генерують сигнал, який може бути виміряний та інтерпретований як прискорення.

Окремо варто виділити мікромеханічні акселерометри. Вони є типом акселерометрів, які виготовляються з використанням мікроелектромеханічних систем (MEMS) технологій. Вони мають невеликі розміри і використовуються в широкому спектрі пристроїв, включаючи мобільні телефони, носимі пристрої, автомобільну електроніку, дрони та багато інших.

Мікромеханічні акселерометри використовують принципи роботи п'єзоелектричних, магнітоелектричних та ємнісних акселерометрів[25]. Найпоширенішою конфігурацією мікромеханічних акселерометрів є ємнісний акселерометр

Мікромеханічні акселерометри мають переваги низької вартості, малих розмірів, низького споживання енергії і високої чутливості.

Окрім як за типами будови акселерометри поділяються за кількістю вимірювальних осей. За цією характеристикою акселерометри бувають однокомпонентні, двокомпонентні та трьохкомпонентні. Найбільш повну інформацію стосовно руху дають саме трьохкомпонентні акселерометри[25].

Особливості приладу вимагають обрати чутливий, невеликий за розмірами та за споживанням енергії, трьохкомпонентний акселерометр. Отже мною був обраний мікромеханічний датчик прискорення MPU-6050.

Датчик MPU-6050 є 6-осьовим датчиком руху, що окрім трьохкомпонентного акселерометру має ще і вбудований трьохкомпонентний гіроскоп. Включення гіроскопу є дуже корисним доповненням, що дозволить нам визначати кутовий момент та орієнтацію протезу. Його трьохкомпонентність

також означає що він здатний оцінювати ці параметри довкола любої з осей координат. Окрім вбудованого гіроскопу на мій вибір вплинула велика поширеність даного датчика та можливість використання даного датчика згідно з I2C протоколом, що робить його використання дуже зручним у тандемі з платою розробника Arduino UNO. На базі датчика MPU-6050 побудований модуль GY-521 котрий, окрім додаткової зручності у використанні, має стабілізатор живлення від 5В[26]. Зовнішній вигляд датчика та модуля наведений на рис. 1.17. Основні характеристики датчика показані в табл. 1.5.

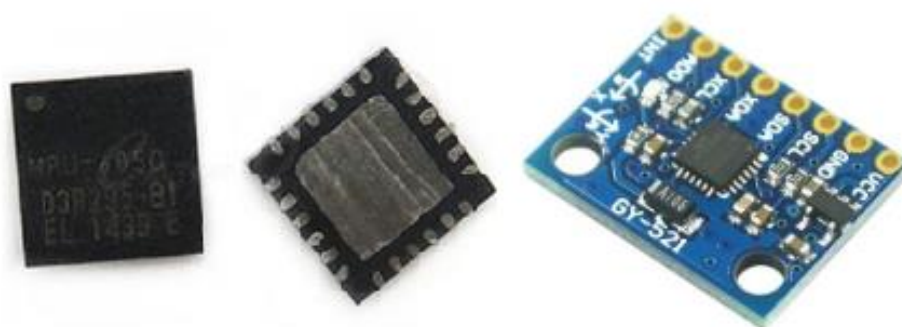


Рис. 1.17. Зовнішній вигляд датчика та модуля[26][27].

Табл. 1.5. Основні характеристики датчика GY-521 [26].

№ п/п	Параметр	Характеристика
1	Напруга	3 - 5 В
2	Струм	4 мА
3	Максимально допустима кутова швидкість	± 2000 °/с
4	Максимально допустиме навантаження	± 16 g
5	Чутливість гіроскопа	0.06097 °/с/LSB
6	Чутливість акселерометра	2.048 LSB/g
7	Габаритні розміри	20 x 16 x 2 мм

Щоб обробляти аналоговий сигнал від акселерометра та гіроскопа MPU-6050 оснащений шістьма 16-ти бітними аналого-цифровими перетворювачами для роботи з кожною окремою віссю гіроскопа та акселерометра. Також серед

додаткових функцій модуль має вбудований датчик температури що слідкує за станом пристрою.

Висока точність пристрою обумовлена можливістю налаштування регістрів чутливості для кожного з вбудованих датчиків.

Як було згадано вище, даний модуль легко інтегрується в систему керовану за допомогою Arduino. Живлення на модуль подається через порти VCC і GND. З підключенням, через двосторонні порти SCL та SDA, модулем можна використовувати бібліотеки WIRE і I2Cdevlib, що надають прямий доступ до самого датчика MPU-6050.

1.6.5) Сервопривод.

Сервоприводом називають спеціальний електромотор з блоком керування, який може точно підтримувати задане положення вала редуктора або його постійну швидкість обертання за допомогою зворотнього зв'язку. Зовні сервопривід є невеликим пластиковим корпусом прямокутної форми з кріпленнями і вихідним валом, на якому встановлюється гойдалка або диск. Всередині корпусу захований невеликий мотор, плата керування та редуктор для перетворення руху(рис.1.18).

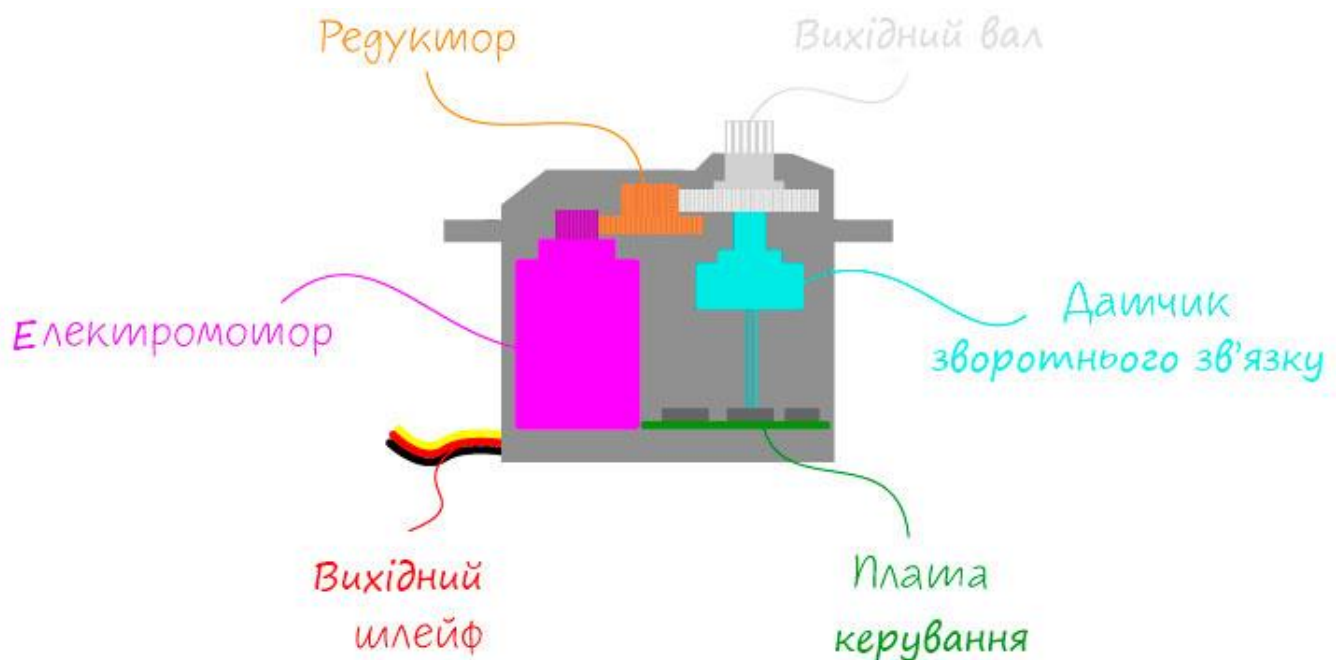


Рис.1.18. Будова сервопривода[28]

При надходженні сигналу з пульта керування вал повертає гойдалку або диск на заданий кут і утримує його в такому положенні до зміни сигналу. Зазвичай кут повороту варіюється в межах 60 градусів, але може бути більше або менше, залежно від призначення.

Диск кріпиться на валу за допомогою центрального отвору, а гойдалка може монтуватися як центральною частиною, так і одним із кінців.

В залежності від призначення сервоприводи можуть використовуватися в робототехніці, моделюванні, медицині, в певних автоматизованих системах та промислових механізмах тощо. Також в залежності від призначення можна виділити сервоприводи, кут повороту вихідного вала яких не перевищує 90/180 градусів, або кут яких перевищує 180 градусів. Окремо можна виділити сервоприводи, які не мають обмежувального кута повороту вихідного вала.

В залежності від розмірів сервоприводи можна класифікувати на:

- Міні та мікро сервоприводи(9-25 г, розміри – 22x15x25 мм)
- Стандартні сервоприводи(40-80 г, розміри – 40x20x37 мм)
- Великі сервоприводи(до 100 г, розміри – 49x25x40 мм)

В залежності від типу двигуна та його характеристик, у сервоприводах застосовують асинхронні та синхронні двигуни.

Проаналізувавши вищеперераховані дані, а також конструкційні особливості та характеристики розроблюваного колінного протезу, було вирішено обрати сервопривід Tower Pro MG90S. Даний сервопривід є доволі малогабаритним та має металевий вал на виході редуктора, чим він відрізняється від попередника Tower Pro MG90[28]. Загальний вигляд сервоприводу можна побачити на рис.1.19, а детальні характеристики в табл.1.6[29].



Рис. 1.19. Загальний вигляд сервопривода Tower Pro MG90S[29].

Табл.1.6. Детальні технічні характеристики сервопривода Tower Pro MG90S[29].

№ n/n	Параметр	Характеристика
1	Напруга	4.8 - 6 В
2	Швидкість без навантаження	60 градусів/0.1 сек.(4.8 В)
3	Пусковий момент	1.8 - 2.2 кг / см(4.8 В)
4	Вага	13.4 гр.
5	Габаритні розміри	22.8 x 12.2 x 23 мм

Підключення даного актуатора здійснюється через червоний, багряний та помаранчевий контакти. Червоний та багряний контакти потрібні для підведення напруги та заземлення відповідно. На помаранчевий контакт подається керівний сигнал.

1.6.6) Живлення.

Невеликі габарити системи створює необхідність у невеликому акумуляторі що зможе жити систему з вищезапропонованих компонентів. Серед параметрів на які треба звертати увагу, окрім напруги та габаритів, ще можна виділити ємність акумулятора.

Згідно з вимогами системи було обрано акумулятор NCR18650. Даний акумулятор зображено на рис.1.20, а його технічні характеристики вказані в табл. 1.7.



Рис. 1.20. Акумулятор NCR18650[30].

Таблиця 1.7. Технічні характеристики вказані акумулятору NCR18650[30].

№ п/п	Параметр	Характеристика
1	Напруга	3.6 В
2	Ємність	3350 мА
3	Габаритні розміри	19 x 65 x 19 мм

Оскільки вихідної напруги недостатньо для вище запропонованої системи, то буде взято три акумулятори та з'єднано послідовно. Це не тільки збільшить напругу але і загальну ємність, через що система працюватиме довше. Але вихідна напруга у 10.8 В є занадто високою, бо наша система потребує лише 5В. Окремою проблемою є велике споживання струму сервоприводом, що робить недоцільним його живлення від плати Arduino. У такому разі система вимагатиме перетворювачі для окремого живлення мікропроцесора і сервопривода потрібною нам напругою.

З огляду на вище наведені параметри та необхідності у дотриманні невеликих габаритів було обрано адаптер DC Mini560.

Даний DC- DC перетворювач зменшує напругу якраз на потрібні нам 5 В, що може бути змінено за потреби шляхом заміни резисторів. Дана напруга отримується шляхом встановлення резистора 7.5 кОм. Він має високий коефіцієнт корисної дії та витримує навантаження струмом до 5 А, після чого потребуватиме додаткового охолодження[31].Зображення даного адаптера наведено на рис. 1.21., а технічні характеристики наведені в табл. 1.8.



Рис. 1.21. Зображення адаптера DC Mini560 [31].

Табл. 1.8. технічні характеристики адаптера DC Mini560[31].

№ п/п	Параметр	Характеристика
1	Вхідна напруга	7 - 20 В
2	Вихідна напруга	5 В
3	Частота перетворення	500 кГц
4	Вихідний струм	3 А
5	Діапазон робочих температур	-40 - +85 °С
6	Габаритні розміри	30 x 18 x 5,5 мм

1.7) Алгоритм дії автоматизованого пристрою.

Розглянемо алгоритм дії автоматизованого пристрою в процесі ходи базуючись ні інформації, що ми отримали підчас огляду характеристик ходи в пункті 1.4.

Головним керованим параметром даного автоматизованого пристрою забезпечення функціональності протезу нижньої кінцівки людини буде сила гасіння демпфера, котра залежить від поперечного перерізу каналу у демпфері. Розміри поперечного перерізу каналу контролюються за допомогою вбудованого у верхній поршень гвинта, чий вал з'єднується з сервоприводом на кінці ніжки поршня. Відповідно Головна характеристика демпфера залежить від кута повороту валу сервоприводу. Позиція валу сервоприводу керується мікроконтролером у залежності від етапу ходи, базуючи оцінку етапу на даних отриманих із сенсорної системи.

Етап ходи можна встановити користуючись параметрами наведеними у пункті 1.4. Відповідно, цими параметрами будуть кут згинання колінного з'єднання та кутовий момент. Інформацію про кут зігнутого коліна можна буде отримати напряду від встановленого там енкодера. В сою чергу такий параметр ходи як момент сили нам прийдеться виводити з прискорення наданого акселерометром. Формула моменту сили наступна:

$$M = r * F, \text{Нм} \quad (1.1)$$

Радіус вектору нам відомий і буде дорівнювати відстані від вісі повороту суглобу до місця розташування датчика MPU-6050. Отже, далі розкладемо силу:

$$M = r * \text{кг} * \text{м} * \text{с}^2 \quad (1.2)$$

В даній формулі невідомою змінною є маса приладу до вісі обертання. Цей параметр встановлюється по завершенню складання протезу колінного суглоба з іншими частинами повноцінного протезу ноги. Тобто, ми маємо кінцеву формулу в яку ми вносимо прискорення, що надається нам вбудованим в протез акселерометром.

Окрім цього в протез встановлено датчик навантаження, що фіксує контакт ноги з землею дозволяючи системі розрізняти між опорною фазою та маховою фазою. Скористаємося графіком навантажень на ногу під час опорної фази використаним у[32] для зручності оцінки фаз та етапів(рис.1.22).

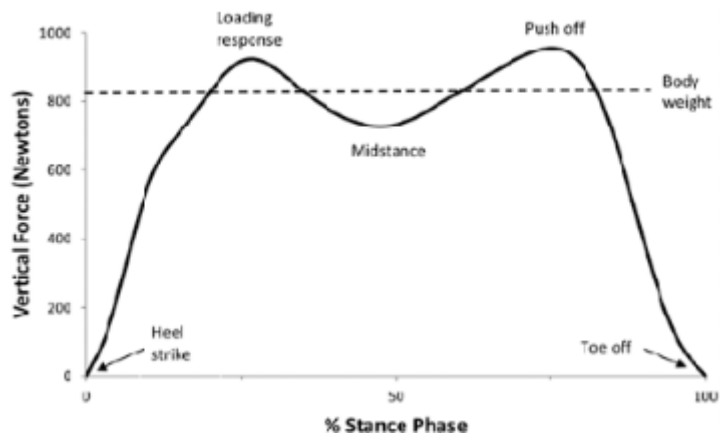


Рис.1.22. Графік навантажень на ногу під час опорної фази ходи[32].

Розглянемо позиції валу по етапах ходи:

А) Визначним сигналом по якому буде встановлено момент контакту п'ятки з землею, буде сигнал тензодатчика, що почне фіксувати навантаження. Від'ємний момент сили у даній точці часу вказує на попереднє зменшення куту повороту коліна, котрий даний момент знаходиться в діапазоні між 8° та 13° . В цей момент часу характеристики демпфера повинні відповідати параметрам у наступній фазі ходи. Отже назвемо це положення a_1 . У цьому положенні демпфер повинен допускати плавні рухи.

Б) Етап повного навантаження стопи визначається різким збільшенням навантаженням на тензодатчик досягаючи піка при повному становленні стопи на середині етапу перевищуючи вагу тіла. Також, на початку відбувається скачок параметра моменту сили вище 20 Нм, що свідчить про згинання ноги, і що верифікується енкодером. Але при відриві іншої ноги від землі момент сили починає падати, що свідчить про розгинання ноги. В продовж цього етапу головний параметр демпфера лишається незмінним і притримується положення a_1 .

В) В серединній опорній фазі навантаження на ногу почне падати нижче значення ваги тіла досягаючи значень 80 – 90% маси тіла. Також падати продовжать значення моменту сили та кута нахилу. Кут нахилу коліна є важливим параметром, що вирізнятиме цей етап від початку етапу повного навантаження стопи і буде знаходитися нижче 8° . Коли момент впаде до нуля під кінець етапу, то це буде означати про перехід до другого, жорсткого положення a_2 .

Г) Під час етапу завершення опорної фази навантаження на тензодатчик почне поступово рости, доки не досягне піку у 110%. Ще етап визначається повторним зростанням кутового моменту до нуля та кутом згину коліна приблизно 6° . Переходу положення сервоприводу не відбувається.

Г) Визначним для етапу підготовки маху буде експоненційне падіння навантаження на тензодатчик що під кінець буде дорівнювати нулю у зв'язку з повним відривом від землі. Також його визначатимуть момент вище 5 Нм та значне збільшення кута нахилу суглобу, що під кінець етапу дорівнюватиме 40° . На даному етапі відбувається ще одна зміна позиції валу сервоприводу на положення a_3 , що значно ослабить силу гасіння.

Д) У етапі початку маху нога переходить з відірваного від землі положення у положення серединної опорної фази іншої ноги. Кут нахилу колінного суглоба досягає пікових значень більше 50° при падінні моменту нижче 5 Нм. Зрозуміло що навантаження на ногу відсутнє і так буде до кінця циклу. У даний момент нога повинна дуже легко піддаватися інерції для подальшого випрямлення, тому сервопривод переводиться у позицію a_4 .

Е) На середині маху нога починає поступово розгинатися але все ще лишається у доволі зігнутому положенні, а момент сили продовжує повільно падати. Змін позиції не відбувається.

Є) У останньому етапі відбувається майже повний розгин коліна та падіння крутного моменту нижче нуля. На даному етапі використовує усю свою інерцію на розгин, що треба зафіксувати перевівши сервопривід у положення a_1 .

У результаті розгляду етапів та алгоритму роботи пристрою можна сформулювати наступну блок-схему роботи алгоритму ДПБ.ПБ-92.05.1702.003 СХ.

Також варто зазначити, що для підвищення точності визначення етапів ходи можна також задіяти додаткові прилади, по типу вбудованого в MPU-6050 гіроскопу, або додаткові алгоритми по відслідковуванню порядку руху циклів. Варто зазначити, що використання гіроскопу дає можливість отримати вичерпну кількість інформації без використання алгоритму відслідковування попередніх

рухів, бо може надати інформацію стосовно положення об'єкту у просторі відносно землі.

1.8) Розрахунок механічного навантаження на вісь суглобу.

Головною частиною розроблюваного суглобу є його вісь обертання ДБП.ПБ-92.05.1702.004.012. Даний шарнір повинен бути здатним витримати хоча б масу мінімально взяту вагу тіла. Отже, виконаєм розрахунок навантаження на вал. Мінімальна обрана маса, на яку розрахований протез становить 60 кг. Вісь виконана з феритної нержавіючої сталі марки AISI 441.

У випадку нашого суглобу, це навантаження буде розподілятися на дві точки дотику. Першим чином визначимо площу поверхні дії навантаження та тиск, що діє на неї:

$$S = \frac{2 \cdot \pi \cdot r \cdot h}{2} = \frac{2 \cdot 3.14 \cdot 0.012 \cdot 0.01}{2} = 0.00038 \text{ [м}^2\text{]} \quad (1.3)$$

$$F = \frac{m}{2} \cdot g \approx 300 \text{ [Н]} \quad (1.4)$$

$$p = \frac{F}{S} = \frac{300}{0.00038} = 0.79 \text{ [МПа]} \quad (1.5)$$

Саме шарнірне колінне з'єднання схематично показано на рис. 1.23, де його можна розділити на шість ділянок наступним чином:

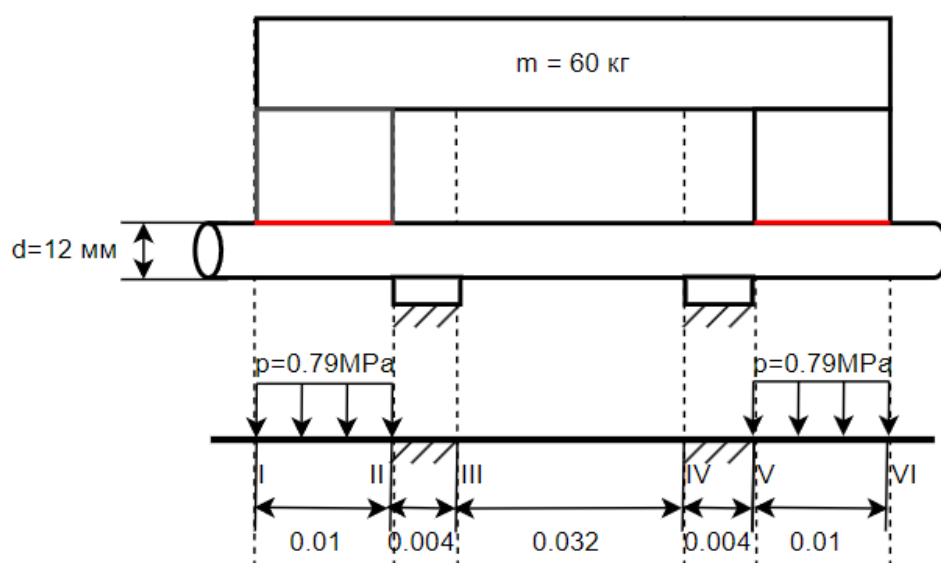


Рис.1.23. Шарнірне колінне з'єднання з вказаним тиском у 60 кг.

Виконаємо побудову епюрів сил та моментів. Для цього на кожній із 6 ділянок, знайдемо величину навантаження та моменту згинання:

$$Q(I) = Q(III) = Q(IV) = Q(VI) = 0 \text{ [H]} \quad (1.6)$$

$$M(I) = M(III) = M(IV) = M(VI) = 0 \text{ [Hм]} \quad (1.7)$$

$$Q(II) = Q(V) = p \cdot S = 300 \text{ [H]} \quad (1.8)$$

$$M(II) = M(V) = p \cdot S \cdot l = 3 \text{ [Hм]} \quad (1.9)$$

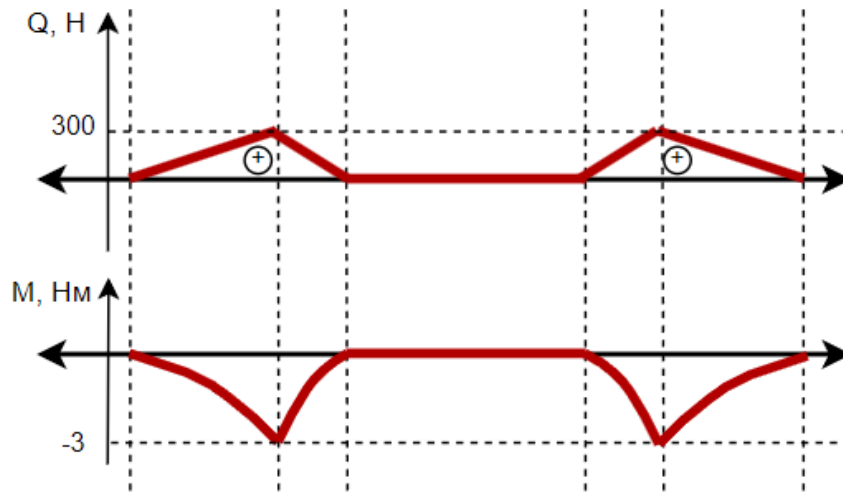


Рис.1.24. Епюри сил та моментів суглобу при навантаженні в 60 кг.

Далі, побудуємо епюр напруженості балки. Момент опору балки розрахуємо за наступною формулою:

$$W_x = \frac{\pi \cdot d^3}{32} \quad (1.10)$$

$$W_x = \frac{\pi \cdot d^3}{32} = \frac{3.14 \cdot 0.012^3}{32} = 0.00000016956 \text{ [м}^3\text{]} \quad (1.11)$$

Знайдемо напруженість балки у кожній точці:

$$\sigma(I) = \sigma(III) = \sigma(IV) = \sigma(VI) = 0 \text{ [Па]} \quad (1.12)$$

$$\sigma(II) = \frac{M(II)}{W_x} = \frac{3}{0.00000016956} = 17.69 \text{ [МПа]} \quad (1.13)$$

$$\sigma(V) = \frac{M(V)}{W_x} = \frac{3}{0.00000016956} = 17.69 \text{ [МПа]} \quad (1.14)$$

На основі отриманих результатів, побудував епюр напруженості балки:

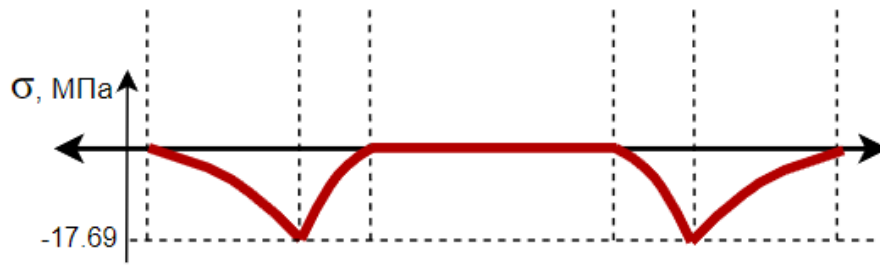


Рис.1.25. Епюр напруженості балки для навантаження в 130 кг.

З отриманого епюру можна оцінити міцність балки. Згідно з умови міцності при згинанні, максимальне значення напруженості повинне бути меншим або дорівнювати максимально допустимому значенню:

$$\sigma_{max} \leq [\sigma] \quad (1.15)$$

З епюру видно, що значення напруженості становить 17.69 МПа, граничне значення міцності становить 420 МПа, а отже умова виконується, тобто, вал витримає прикладене на неї навантаження.

Виконаємо перевірку даних розрахунків скориставшись системою автоматизованого моделювання SolidWorks.

У даному середовищі було відтворено вісь колінного суглоба, виконаного з феритної нержавіючої сталі марки AISI 441. Моделювання навантаження виконано за допомогою модулю SolidWorks Simulation. Як показано на рис. 1.26., при статичному випробуванні, навантаження на деталь встановлено у тих ж місцях (фіолетові стрілки) і з тією ж силою що і на рис. 1.26. Окрім цього, деталь закріплена (зелені стрілки) у тих самих місцях, що і деталь на попередньо згаданій схемі.

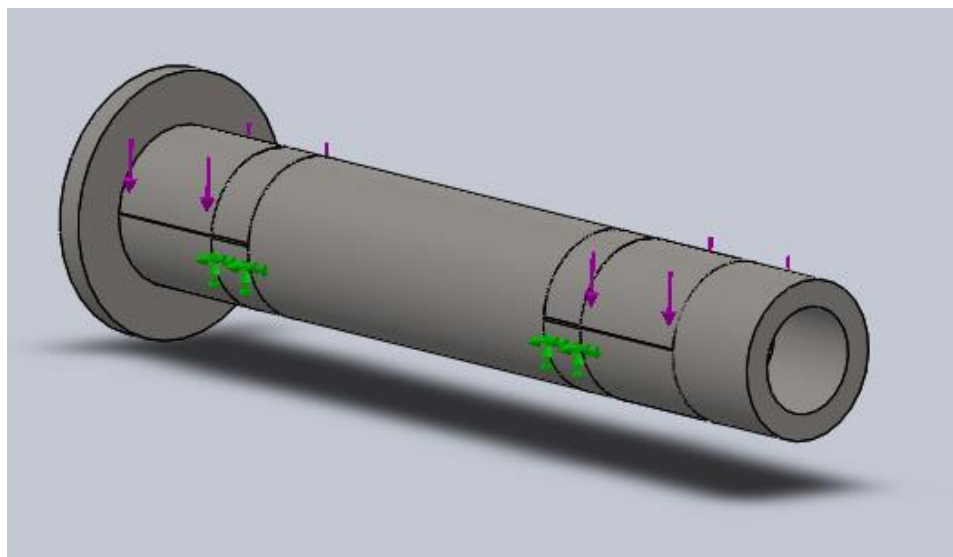


Рис. 1.26. Розташування точок навантаження.

При проведенні симуляції отримуємо наступний результат, що показаний на рис. 1.27. Тиск на деталі показується за допомогою кольорів чие відношення до певного значення в МПа показано на шкалі з права. Симуляція демонструє підвищення тиску у місці контакту зовнішніх ребер опорних петель, що співпадає з попередньо побудаваними епюрами напруги. При оцінці сили тиску видно, що вона знаходиться приблизно на рівні 17 МПа. Отже, дана симуляція верифікує попередні розрахунки.

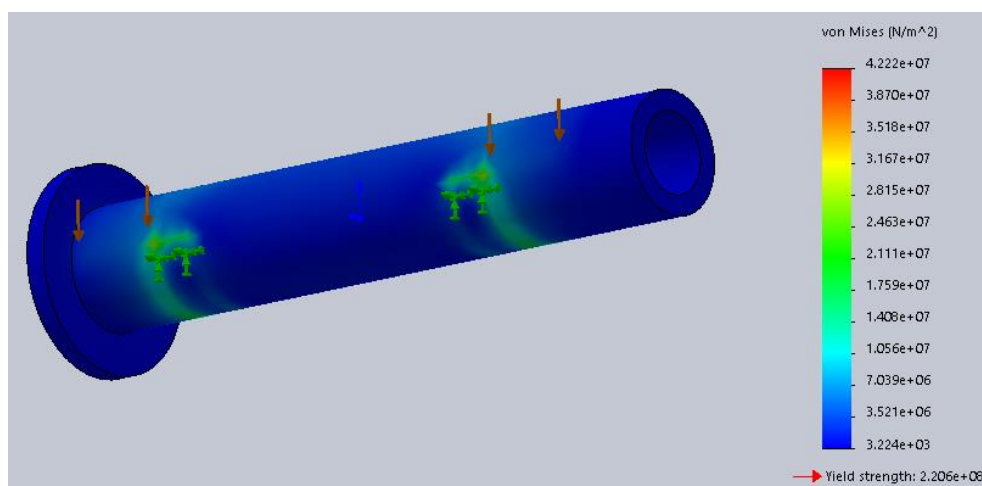


Рис. 1.27. Симуляція навантажень для 60-ти кг.

З огляду на отримані вище дані можна дійти висновку що значення міцності для даної деталі більш ніж вистачає для навантаження в 60 кг. Тепер виконаємо подібні розрахунки для максимального взятого навантаження в 130 кг.

$$F = \frac{m}{2} \cdot g \approx 650 [H] \quad (1.16)$$

$$p = \frac{F}{S} = \frac{650}{0.00038} = 1.71 \text{ [MPa]} \quad (1.17)$$

Скористаємося попередньою схемою шарнірного з'єднання, але підставимо туди нові значення(рис. 1.28):

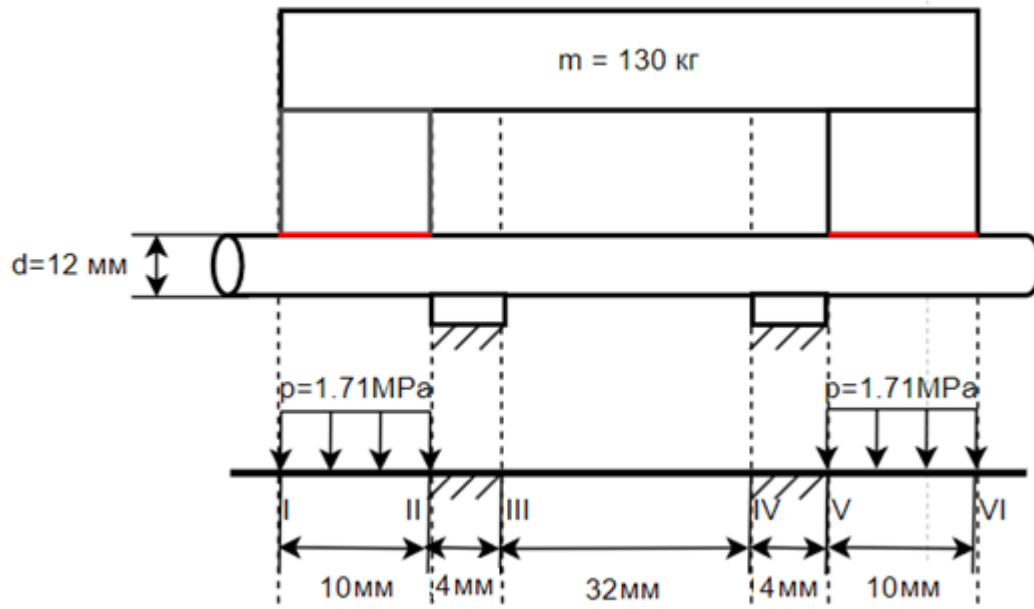


Рис.1.28. Шарнірне колінне з'єднання з вказаним тиском у 130 кг

$$Q(I) = Q(III) = Q(IV) = Q(VI) = 0 \text{ [H]} \quad (1.18)$$

$$M(I) = M(III) = M(IV) = M(VI) = 0 \text{ [Hм]} \quad (1.19)$$

$$Q(II) = Q(V) = p \cdot S = 650 \text{ [H]} \quad (1.20)$$

$$M(II) = M(V) = p \cdot S \cdot l = 6.5 \text{ [Hм]} \quad (1.21)$$

Виконаємо побудову епюрів сил та моментів(рис. 1.29):

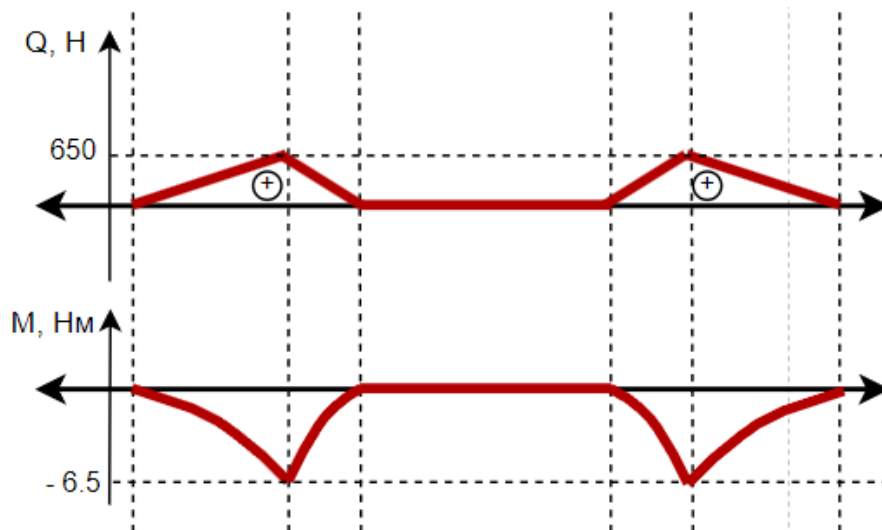


Рис.1.29. Епюри сил та моментів суглобу при навантаженні в 130 кг.

Далі, побудуємо епюр напруженості балки. Розрахуємо момент опору балки:

$$W_x = \frac{\pi \cdot d^3}{32} = \frac{3.14 \cdot 0.012^3}{32} = 0.00000016956 \text{ [м}^3\text{]} \quad (1.22)$$

Знайдемо напруженість балки у кожній точці:

$$\sigma(I) = \sigma(III) = \sigma(IV) = \sigma(VI) = 0 \text{ [Па]} \quad (1.23)$$

$$\sigma(II) = \frac{\sigma(II)}{W_x} = \frac{6.5}{0.00000016956} = 38.33 \text{ [МПа]} \quad (1.24)$$

$$\sigma(V) = \frac{\sigma(V)}{W_x} = \frac{6.5}{0.00000016956} = 38.33 \text{ [МПа]} \quad (1.25)$$

На основі отриманих результатів, побудуємо епюр напруженості балки, що зображений на рис. 1.30.

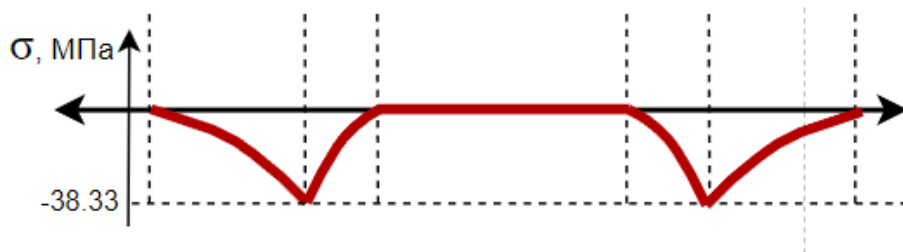


Рис.1.30. Епюр напруженості балки для навантаження в 130 кг.

З отриманого епюру можна оцінити міцність балки. Згідно з умови міцності при згинанні, максимальне значення напруженості повинне бути меншим або дорівнювати максимально допустимому значенню:

З епюру видно, що найбільше значення напруженості становить 38.33 МПа, що все ще менше граничного значення міцності в 420 МПа, а отже умова виконується, тобто, вал витримає прикладене на неї навантаження.

Знову виконаємо перевірку даних розрахунків скориставшись системою автоматизованого моделювання SolidWorks.

При проведенні симуляції отримуємо наступний результат, що показаний на рис. 1.31. Симуляція демонструє підвищення тиску у тих ж місцях, що при попередньому тестуванні. При оцінці сили тиску видно, що вона знаходиться приблизно на рівні 38.33 МПа. Отже, дана симуляція підкріплює попередні розрахунки.

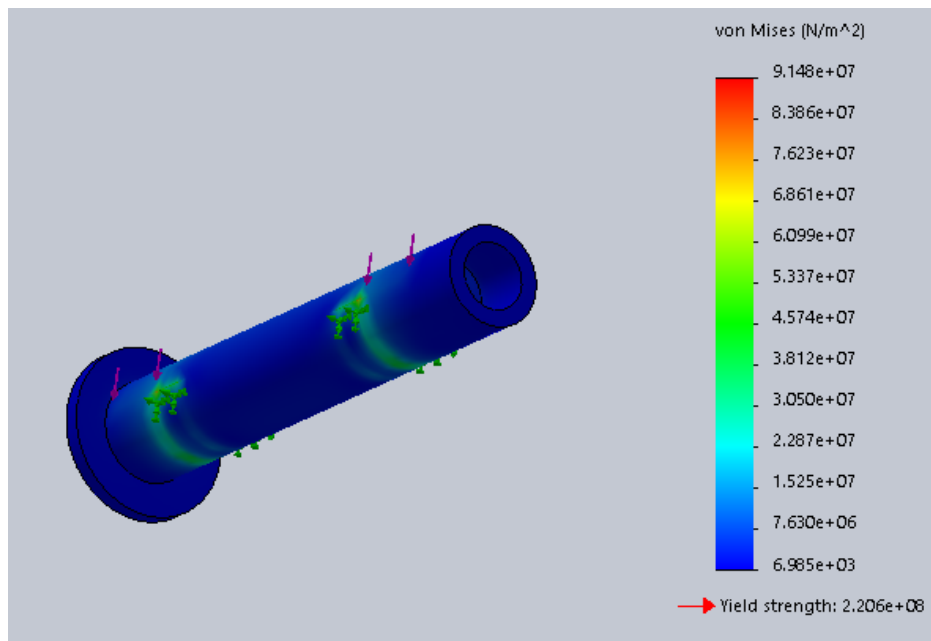


Рис. 1.31. Симуляція навантажень для 130-ти кг.

В кінці можна зробити висновок, що шарнірна вісь буде здатна витримати значні навантаження і що за заданого діапазону ваги деформації будуть мінімальними.

2.Технологічний розділ

2.1) Розробка та опис технологічної та структурної схеми складання.

Розробляючи структурну схему складання, необхідно розуміти принцип загальної побудови структурних схем. Він полягає у тому, що при складанні виробу використовуються елементи з різною складністю. Як правило, на найнижчому рівні розміщені деталі з найпростішою будовою, які в свою чергу формують простіші складальні одиниці рівнем вище, а далі в залежності від складності будови розміщують інші складальні одиниці/деталі та безпосередньо вже готовий виріб. В дипломному проекті для колінного протезу було спроектовано структурну схему складання (ССС) відповідно до складального креслення ДПБ.ПБ-92.05.1702.004 СК. ССС наведена на рис.2.1, а також в додатку А ДПБ.ПБ-92.05.1702.007 СХ.

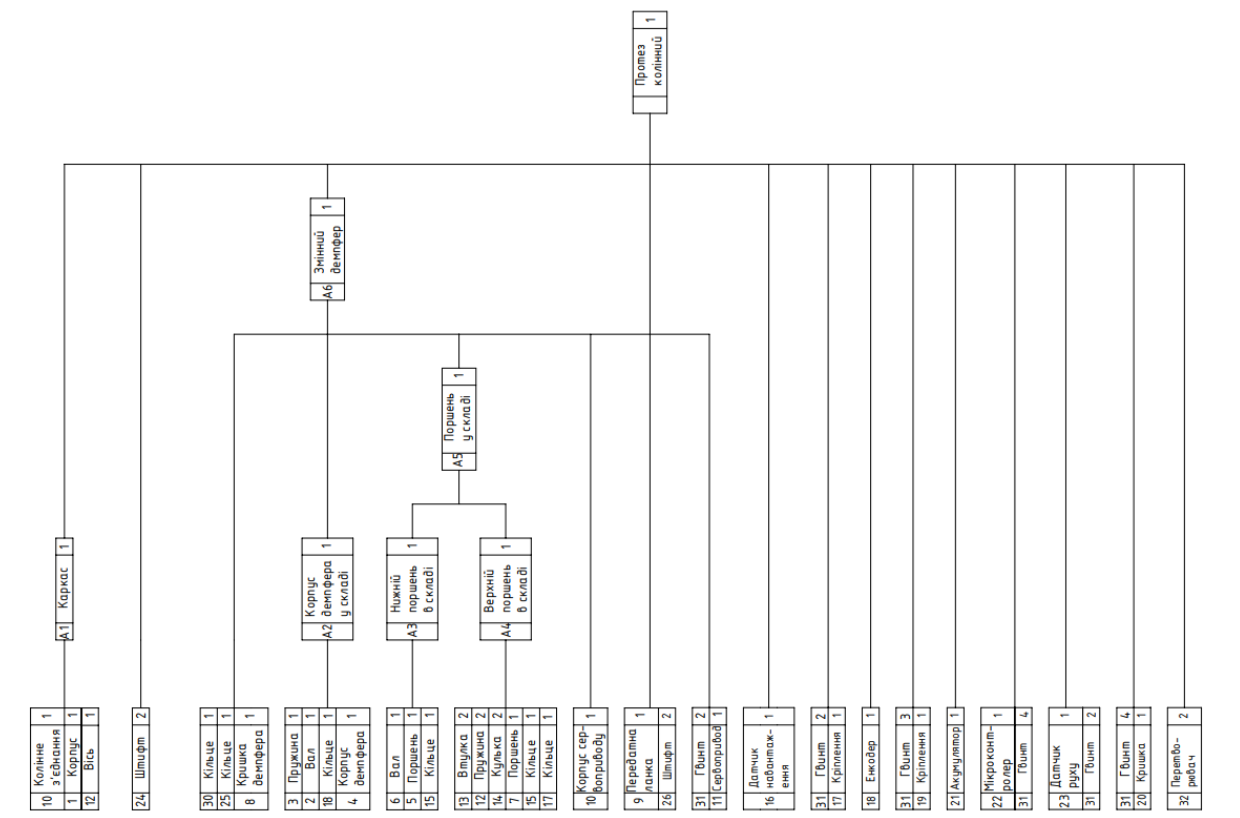


Рис. 2.1. Структурна схема складання колінного протеза.

Дана структурна схема налічує в собі такі складальні одиниці(неуніфіковані): Каркас СК поз. А1, корпус демпфера у складі СК поз. А2, нижній поршень у складі СК поз. А3, верхній поршень у складі СК поз. А4, поршень у складі поз. А5, змінний демпфер поз. А6.

Крім цього, до структурної схеми входять такі окремі деталі як датчик навантаження 16, кріплення 17, енкодер 18, кріплення 19, кришка 20, акумулятор 21, мікроконтролер 22, датчик руху 23, перетворювач 32, штифт 24, гвинт 31.

Оскільки схема ступенів складання не дає повного уявлення про певну послідовність складання виробу та способи з'єднання його деталей та складальних одиниць, тому, щоб отримати чітку картину послідовного проведення робіт, розроблюють і будують технологічну схему складання. Схема містить окремі ланки вузлових складань і загального складання приладу. Кожна ланка починається з базової деталі, на яку виконують процес складання інших деталей, отримуючи базовий вузол. На базову складальну одиницю виконують збирання всіх інших вузлів, котрі також збираються з своїх базових деталей. Складальний процес базового вузла, та операції складання інших вузлів на базовий зображується на схемі зліва направо. А складальний процес всіх інших вузлів, що встановлюються на базовий, зображують перпендикулярно до головної лінії складання знизу вверху. Якщо до таких вузлів входять ще складальні одиниці нижчих порядків - їх додатково обертають за годинниковою стрілкою, а отже їх лінія складання є перпендикулярною до попередньої складальної одиниці [33].

Кожний вузол з'єднуваних елементів, що сходяться на гілці, є складальною операцією технологічного процесу або її окремим переходом. Сюди ж вводиться позначення методу з'єднання елементів (пресувати, клеїти, вальцювати, паяти тощо.), який застосовується на даній операції, або методу додаткових робіт (контроль, регулювати, притерти, змастити тощо.), якщо таке є. Якщо потрібно перевірити якість виконання складальної операції, висувається додаткова вимога – контрольна операція. Можливе виділення на схемі окремо випробувальних робіт на кінцевій стадії [33] .

В дипломному проєкті було спроектовано технологічну схему складання (ТСС) колінного протезу, яку можна побачити на рис.2.2 та в додатку А ДПБ.ПБ-92.15.1702.006 СХ.

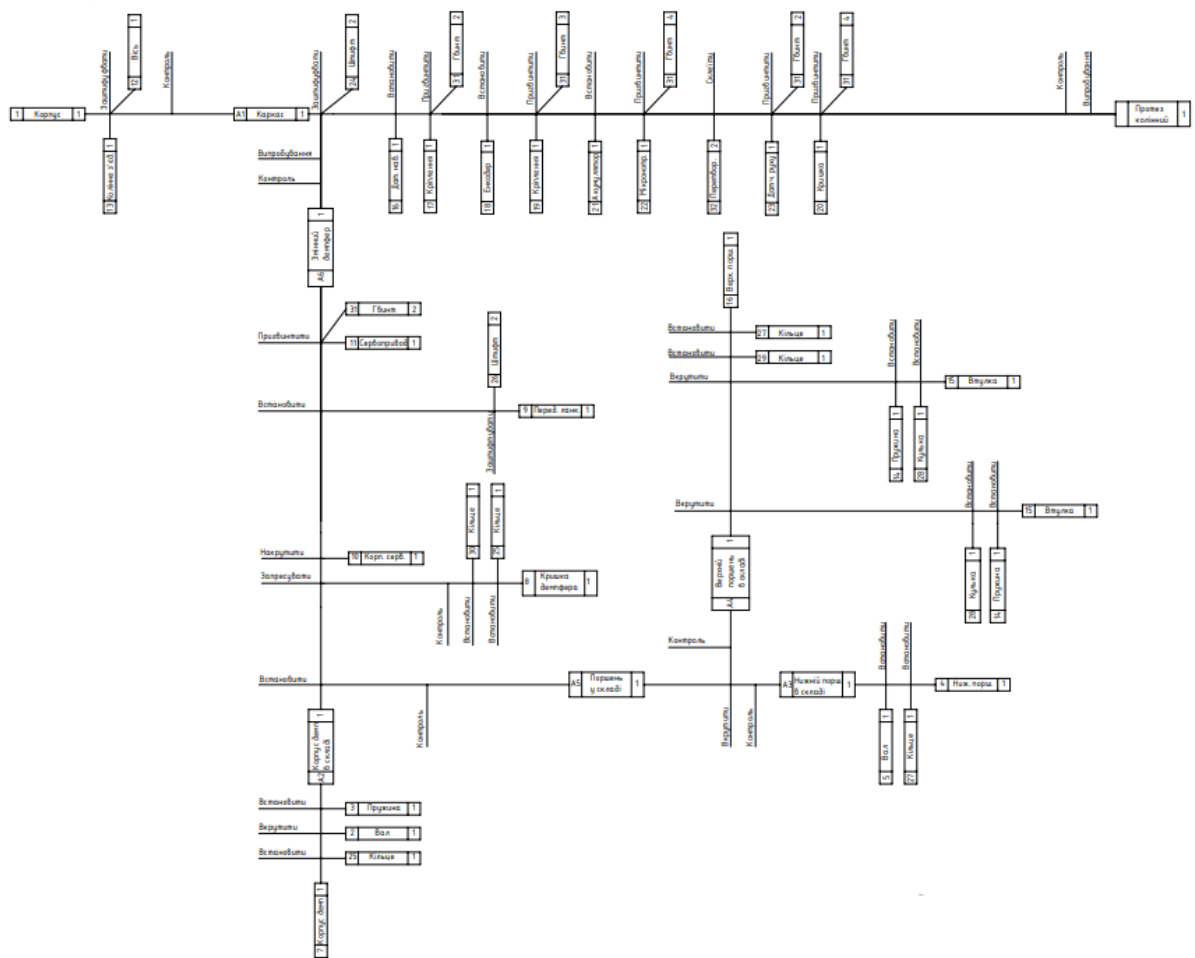


Рис.2.2. Технологічна схема складання колінного протеза.

За базову деталь візьмемо Корпус 1. Встановимо в базову деталь колінне з'єднання 17 за допомогою операції штифтування деталлю Вісь 12, отримаємо складальну одиницю Каркас СК поз. А1. Проведемо контроль якості складання та відкладемо цю збірку.

Для першої гілки складання оберемо Корпус демпфера 7. Встановлюємо в нього Кільце 25, вкручуємо вал 2 та встановлюємо пружину 3. Отримуємо складальну операцію Корпус демпфера в складі А2.

Перед тим, як продовжити першу гілку складання, сформуємо другу гілку, кінцева складальна одиниця якої встановлюватиметься на першу гілку складання. За базову деталь оберемо нижній поршень 4, на яку встановимо кільце 27 та вал 5. Отримуємо в результаті складальну одиницю Нижній поршень у складі СК під поз. А3. Проведемо контрольну операцію якості складання.

Мусимо відкласти і другу гілку складання, щоб сформувати третю гілку, кінцева складальна одиниця якої встановлюватиметься на другу гілку. За базову

деталь візьмемо верхній поршень 16, на який встановимо кільця 27 та 29. Окремо на деталь Втулка 15 встановлюємо деталі Кулька 28 та пружина 14, після чого встановлюємо отриману збірку на третю гілку складання шляхом вкручування. Робимо ще одну аналогічну збірку та вставляємо її на третю гілку складання. Отримуємо складальну одиницю Верхній поршень в складі СК поз. А4. Проводимо контрольну операцію та встановлюємо дану складальну одиницю на другу гілку складання шляхом вкручування.

Можемо продовжувати другу гілку складання. Після встановлення складальної одиниці Верхній поршень в складі СК поз. А4 на другу гілку складання та об'єднання її з попередньою складальною одиницею Нижній поршень у складі СК поз. А3 ми отримуємо окрему нову складальну одиницю Поршень в складі СК поз. А5. Проводимо контрольну операцію та встановлюємо її на першу гілку складання.

Аж тільки тепер ми можемо продовжити першу гілку складання. На деталь Кришка демпфера 8 встановлюємо кільця 25 та 30, після чого запресовуємо дану збірку до попередніх деталей. Окремо встановлюємо корпус сервопривода 10 шляхом накручування.

Встановлюємо штифт 26 на передатну ланку 9 шляхом штифтування.

Встановлюємо дану збірку на першу гілку складання.

Окремо пригвинчуємо(прикручуємо) сервопривод 11 за допомогою двох гвинтів 31.

Усі окремі деталі та складальні одиниці першої гілки складання становлять складальну одиницю Змінний демпфер СК поз. А6. Проводимо контрольну операцію якості складання та випробувальні роботи. Встановлюємо дану складальну одиницю на основну лінію складання за допомогою 2 штифтів 24 шляхом штифтування.

Наступні операції будуть стосуватися тільки основної лінії складання. Встановлюємо до попередніх деталей Датчик навантаження 16. Пригвинчуємо кріплення 17 за допомогою двох гвинтів 31. Окремо встановлюємо енкодер 18. Пригвинчуємо кріплення 19 за допомогою трьох гвинтів 31. Окремо

встановлюємо акумулятор 21. Пригвинчуємо мікроконтролер 22 за допомогою 4 гвинтів 31. Встановлюємо 2 перетворювачі 32 шляхом склеювання. Пригвинчуємо датчик руху 23 за допомогою 2 гвинтів 31. Пригвинчуємо кришку 20 за допомогою 4 гвинтів 31.

На цьому складання колінного протеза можна вважати завершеним. Наприкінці колінний протез проходить операцію контролю якості збірки, проходить випробування та пакується.

2.2) Аналіз технологічності конструкції колінного протезу

Технологічністю конструкції називають властивість окремих деталей, складальних одиниць та приладів в цілому, при якій для даних умов, даній програмі випуску та даних технічних вимогах до приладу забезпечується найбільш швидке та економічне освоєння його виробництва, а також найбільш раціональне його виготовлення. Технологічність конструкції приладу та його деталей треба розглядати як функцію програми випуску й серійності, а також розуміти як комплексне рішення задачі, що враховує вимоги технологічних процесів всіх стадій виробництва[33].

Конструкція приладу буде технологічною, якщо вона має[33]:

- найменшу трудомісткість і найбільш короткий виробничий цикл;
- найбільшу уніфікацію й нормалізацію складальних одиниць і деталей;
- широку можливість використання найбільш простих і раціональних операцій;
- можливість автоматизації складання при найменшій кількості матеріалів і обладнання.

Необхідно, щоб для складальних одиниць забезпечувалась простота складання всіх деталей і складальних одиниць без пригонки та доробки, без селективної підгонки, що забезпечується економічно придатними допусками в розмірних, кінематичних й електричних ланцюгах; можливість паралельного складання, що скорочує виробничий цикл; можливість найбільшої диференціації складання тощо[33].

Для всіх виробів при відпрацюванні конструкції приладу на технологічність виставляють наступні задачі:

- зниження трудомісткості виготовлення;
- використання стандартних складових частин;
- використання уніфікованих складових частин;
- використання уніфікованих елементів конструкцій деталей;
- можливість використання типових технологічних процесів.

В даному дипломному проєкті було розроблено протез колінний, складальне креслення якого можна побачити на рисунку 2.3, а також в додатку А ДПБ.ПБ-92.15.1702.004 СК.

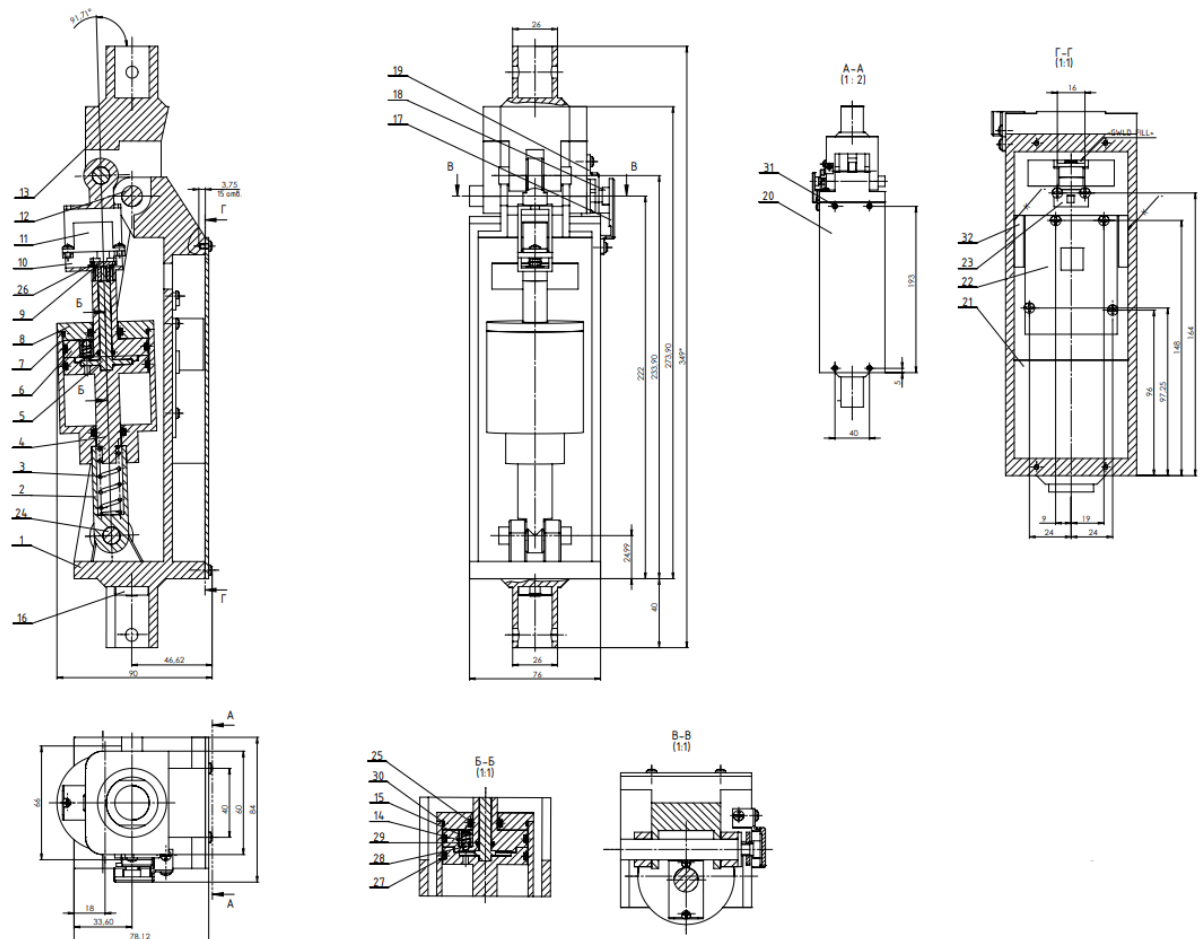


Рис.2.3. Складальне креслення колінного протеза: 1 – корпус, 2- вал, 3 – пружина, 4 – нижній поршень, 5 – гвинт, 6 – верхній поршень, 7 – корпус демпфера, 8 – кришка демпфера, 9 – передатна ланка, 10 – корпус сервопривода, 11 – сервопривод, 12 – вісь, 13 – колінне з'єднання, 14 – пружина, 15 – втулка, 16 – датчик навантаження, 17 – кріплення, 18 – енкодер, 19 – кріплення, 20 – кришка, 21 – акумулятор, 22 – мікроконтролер, 23 – датчик руху, 24 – штифт, 25 – кільце,

26 – штифт, 27 – кільце, 28 – кулька, 29 – кільце, 30 – кільце, 31 – гвинт, 32 – перетворювач.

Методика визначення конструкції виробу на технологічність та оцінки рівня технологічності виробу встановлена ГОСТ 14.201-73. Всі показники технологічності класифікуються за такими ознаками: об'єкт та область використання; кількість ознак технологічності; області аналізу; спосіб вираження; значимість; система оцінювання. Показники за об'єктом та області використання поділяються на виробничі й експлуатаційні. Показники за кількістю ознак поділяються на часткові(ті, що характеризують тільки одну ознаку технологічності конструкції виробу), та комплексні(що характеризують дві або більше ознак технологічності). Показники за областю аналізу поділяються на технічні та техніко-економічні. За способом вираження показники поділяються на основні й додаткові; за системою оцінювання показники технологічності є базові й конструкції, що розробляється [33].

2.2.1) Основні критерії технологічності

Для розрахунку та оцінки основних критеріїв технологічності необхідно привести відносні показники технологічності вузлів, операцій та деталей відповідно, що ми й зробимо в таблицях 2.1, 2.2 та 2.3:

Табл.2.1. Перелік вузлів механічної частини протезу

№	Вузол	Кількість	Уніфікація
1	Каркас СК	1	Уніфікований
2	Корпус демпфера в складі СК	1	Не уніфікований
2	Нижній поршень в складі СК	1	Не уніфікований
3	Верхній поршень в складі СК	1	Не уніфікований
4	Поршень в складі СК	1	Не уніфікований
5	Змінний демпфер СК	1	Не уніфікований

Табл.2.2. Перелік операцій складання колінного протезу

№	Назва операції	Уніфікація
1	Встановлення	Не уніфікована
2	Пресування	Уніфікована
3	Штифтування	Уніфікована
4	Вкручування	Уніфікована
5	Загвинчування	Уніфікована
6	Контроль	Уніфікована
7	Випробування	Не уніфікована

Табл.2.3. Перелік деталей колінного протеза

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	Корпус	1	Не уніфікована
2	Вал	1	Не уніфікована
3	Пружина	1	Не уніфікована
4	Нижній поршень	1	Не уніфікована
5	Гвинт	1	Не уніфікована
6	Верхній поршень	1	Не уніфікована
7	Корпус демпфера	1	Не уніфікована
8	Кришка демпфера	1	Не уніфікована
9	Передатна ланка	1	Не уніфікована
10	Корпус сервопривода	1	Не уніфікована
11	Сервопривод	1	Не уніфікована
12	Вісь	1	Не уніфікована
13	Колінне з'єднання	1	Не уніфікована
14	Пружина	2	Не уніфікована
15	Втулка	2	Не уніфікована
16	Датчик навантаження	1	Не уніфікована
17	Кріплення	1	Не уніфікована
18	Енкодер	1	Не уніфікована
19	Кріплення	1	Не уніфікована
20	Кришка	1	Не уніфікована
21	Акумулятор	1	Не уніфікована
22	Мікроконтролер	1	Не уніфікована
23	Датчик руху	1	Не уніфікована
24	Штифт	2	Уніфікована
25	Кільце	2	Уніфікована
26	Штифт	2	Уніфікована
27	Кільце	1	Уніфікована
28	Кулька	2	Уніфікована
29	Кільце	1	Уніфікована
30	Кільце	2	Уніфікована
31	Гвинт	15	Уніфікована
32	Перетворювач	2	Не уніфікована

2.2.2) Відносні показники технологічності

Відносні показники технологічності характеризують конструктивну і технологічну складність представленого виробу. Основними з них є показник конструкторської складності, показник уніфікації виробу, критерій уніфікації вузлів, критерій уніфікації деталей, критерій уніфікації технологічних складальних процесів, що входять у загальний показник технологічності [33].

Зробімо розрахунок даних показників, аналізуючи таблиці 2.1-2.3.

Показник конструкторської складності:

$$K_{cl} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}} = \frac{6}{54} = 0.111 \quad (2.1)$$

N_{Σ} - число усіх складальних одиниць на основі схеми ступенів складання(ССС)

n_{Σ} - число усіх деталей у приладі, з урахуванням їх кількості.

Якщо: $K_{cl} < 0.1$ – погана технологічність.

$K_{cl} = 0.1 - 0.2$ – задовільна технологічність.

$K_{cl} > 0.2$ – добра технологічність.

Оскільки $K_{cl} = 0.128$, технологічність можна вважати задовільною.

Показник уніфікації виробу:

$$K_{yn} = \frac{N_{yn} + n_{yn}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} = \frac{1 + 27}{6 + 54} = 0.46 \quad (2.2)$$

N_{yn} - число уніфікованих складальних одиниць на основі схеми ступенів складання(ССС)

n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

N_{Σ} - число усіх складальних одиниць на основі схеми ступенів складання(ССС)

n_{Σ} - число усіх деталей у приладі, з урахуванням їх кількості.

Якщо: $K_{yn} < 0.25$ – погана технологічність.

$K_{yn} = 0.25 - 0.5$ – задовільна технологічність.

$K_{yn} > 0.5$ – добра технологічність.

Оскільки $K_{yn} = 0.46$, технологічність можна вважати задовільною.

Критерій уніфікації вузлів:

$$K_{yH.N} = \frac{N_Y}{N_\Sigma} = \frac{1}{6} = 0.17 \quad (2.3)$$

N_Y - число усіх уніфікованих складальних одиниць на основі схеми ступенів складання(ССС)

N_Σ - число усіх складальних одиниць на основі схеми ступенів складання(ССС)

Якщо: $K_{yH.N} < 0.2$ – погана технологічність.

$K_{yH.N} = 0.2 - 0.5$ – задовільна технологічність.

$K_{yH.N} > 0.5$ – добра технологічність.

Оскільки $K_{yH.N} = 0.17$, технологічність можна вважати поганою.

Критерій уніфікації деталей:

$$K_{yH.n} = \frac{n_Y}{n_\Sigma} = \frac{27}{54} = 0.5 \quad (2.4)$$

n_Y - число усіх уніфікованих деталей на основі схеми ступенів складання(ССС)

n_Σ - число усіх деталей на основі схеми ступенів складання(ССС)

Якщо: $K_{yH.N} < 0.3$ – погана технологічність.

$K_{yH.N} = 0.3 - 0.6$ – задовільна технологічність.

$K_{yH.N} > 0.6$ – добра технологічність.

Оскільки $K_{yH.N} = 0.5$, технологічність можна вважати задовільною.

Критерій уніфікації технологічних складальних процесів:

$$K_{yH.T.П} = \frac{Q_{yH.оп.}}{Q_{\Sigma оп.}} = \frac{5}{7} = 0.714 \quad (2.5)$$

$Q_{yH.оп.}$ - число усіх уніфікованих операцій;

$Q_{\Sigma оп.}$ - число усіх операцій

Якщо: $K_{yH.T.П.} < 0.5$ – погана технологічність.

$K_{yH.T.П.} = 0.5 - 0.75$ – задовільна технологічність.

$K_{yH.T.П.} > 0.75$ – добра технологічність.

Оскільки $K_{yH.T.П.} = 0.714$, технологічність можна вважати задовільною.

Оскільки визначити вагомість критеріїв технологічності досить важко, то згідно [33] візьмемо вагомість всіх параметрів однаковою, тоді їх сума буде дорівнювати одиниці.

Загальний показник технологічності:

$$K_{\Sigma} = \frac{K_{сл} + K_{ун} + K_{ун.N} + K_{ун.n} + K_{ун.т.п}}{5} \quad (2.6)$$

Якщо: $K_{\Sigma} < 0.25$ – погана технологічність.

$K_{\Sigma} = 0.25 - 0.5$ – задовільна технологічність.

$K_{\Sigma} > 0.5$ – добра технологічність.

$$K_{\Sigma} = \frac{0.111 + 0.46 + 0.17 + 0.5 + 0.714}{5} = 0.391 \quad (2.7)$$

З приведених вище розрахунків та K_{Σ} ми можемо зробити висновок, що технологічність виробу задовільна [33].

2.3) Розрахунок геометричної точності складання

Відповідно до ГОСТ 16320-80, основні критерії точності виробів визначаються як ступінь відповідності параметрів фактично виготовленого виробу вимогам, встановленим у кресленнях і технічних умовах. Ця відповідність оцінюється на основі розмірів або геометричних характеристик виробу, а також його фізико-хімічних параметрів[33].

Розмірний ланцюг визначається як система розташованих у замкненому контурі розмірів, які визначають взаємне положення поверхонь декількох деталей або складальних одиниць[33].

Складовими ланками називають складові розміри, що входять до складу розмірного ланцюга. Ланка розмірного ланцюга, яка формується останньою під час обробки деталі або складання виробу, має назву замикаючої ланки. Збільшуючі ланки розширюють замикаючу ланку при збільшенні свого розміру. Зменшуючі ланки, навпаки, зменшують замикаючу ланку при своєму збільшенні. Завдання розрахунку або вирішення розмірного ланцюга передбачає визначення величини замикаючої ланки та допустимих відхилень[33]. Для цього, без використання масштабу, але з дотриманням пропорцій, будується схема розмірів. Ця схема розпочинається з вертикальних базових ліній, які обмежують область розташування розмірного ланцюга. Номінальні значення замикаючої ланки знаходять різницею сум ланок, що збільшують або зменшують [33]:

$$1_{\text{зам}} = \sum_{i=1}^n 1_{i\text{зб}} - \sum_{j=1}^p 1_{j\text{зм}} \quad (2.8)$$

де n та p кількість ланок. У процесі вирішення задачі допусків для замикаючої ланки можуть виникнути пряма або обернена задача. Пряма задача полягає у визначенні допуску замикаючої ланки на основі відомих допусків складових ланок. В свою чергу обернена задача передбачає визначення допусків та складових ланок розмірного ланцюга на основі відомих допусків замикаючої ланки[33].

Схема розмірного ланцюга для вирішення прямої та оберненої задачі зображено на рис. 2.4 для чого її було взято з креслення ДПБ.ПБ-92.15.1702.004 СК. Забезпечення взаємозамінності базується на розрахунках розмірного ланцюга, який включає визначення розміру замикаючої ланки та її верхнього і нижнього допустимого відхилення. Розміри, типи та допуски складових ланок наведемо в таблиці 2.4.

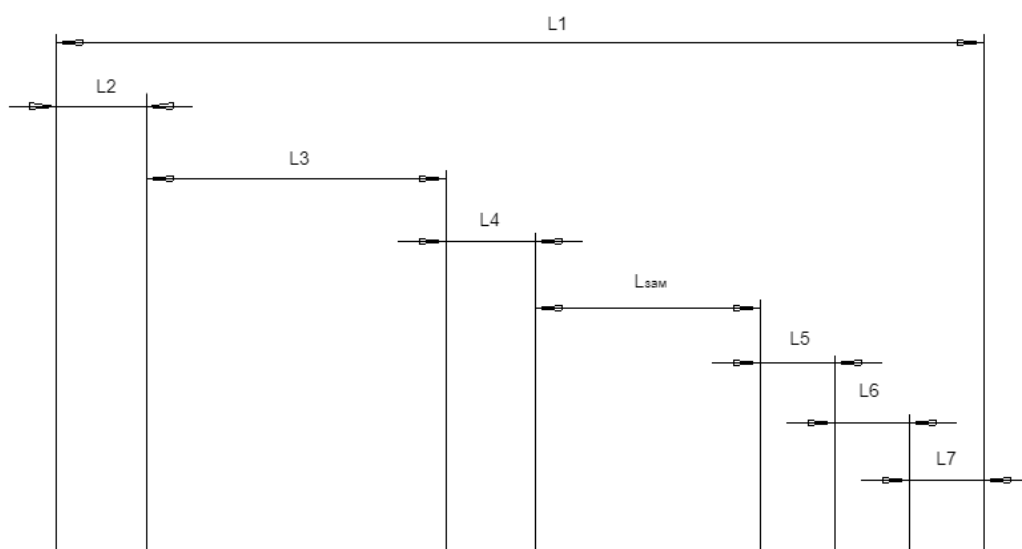


Рис. 2.4. Схема розмірного ланцюга для вирішення прямої та оберненої задачі.

Табл. 2.4. Розміри, типи та допуски складових ланок.

Ланка	Тип	Допуск
$L_1 = 124 \text{ мм}$	Збільшувальна	$\delta_1 = -0.04$
$L_2 = 12 \text{ мм}$	Зменшувальна	$\delta_2 = -0.018$
$L_3 = 40 \text{ мм}$	Зменшувальна	$\delta_3 = -0.025$
$L_4 = 12 \text{ мм}$	Зменшувальна	$\delta_4 = -0.018$
$L_5 = 10 \text{ мм}$	Зменшувальна	$\delta_5 = -0.015$
$L_6 = 10 \text{ мм}$	Зменшувальна	$\delta_6 = -0.015$
$L_7 = 10 \text{ мм}$	Зменшувальна	$\delta_7 = -0.015$

Знайдемо розмір замикаючої ланки, адже дана величина розраховується декількома методами [33]:

$$l_{\text{зам}} = \sum_{i=1}^n l_{i36} - \sum_{j=1}^p l_{j3\text{м}} = 124 - (12 + 40 + 12 + 10 + 10 + 10) = 30 \quad (2.9)$$

Далі проведемо розрахунки прямої задачі координатним методом, координатним методом з врахуванням номіналів та екстремальним безномінальним методом[33].

2.3.1) Координатний метод.

Знаходимо допуск на замикаючу ланку:

$$\Delta_{\text{зам}} = \sum_{i=1}^{m-1} |\Delta_i| = 0.04 + 0.018 + 0.025 + 0.018 + 0.015 + 0.015 + 0.015 = 0.146 \text{ мм} \quad (2.10)$$

Координати середин кожного з полів допусків виконується за формулою $K = \frac{BB+HB}{2}$ [33]. Визначимо координату середини допуску $K_{\text{зам}}$ замикаючої ланки:

$$\begin{aligned} K_{\text{зам}} &= \sum_{i=1}^n K_{i36} - \sum_{j=1}^p K_{j3\text{м}} = \\ &= (-0.02) - (-0.0075 * 3 - 0.009 * 2 - 0.0125) = 0.033 \text{ мм} \end{aligned} \quad (2.11)$$

Визначимо необхідні відхилення допуску замикаючої ланки[>>>>]:

$$BB_{\text{зам}} = K_{\text{зам}} + 0.5 * \Delta_{\text{зам}} = 0.033 + 0.5 * 0.146 = 0.106 \quad (2.12)$$

$$HB_{\text{зам}} = K_{\text{зам}} - 0.5 * \Delta_{\text{зам}} = 0.033 - 0.5 * 0.146 = -0.04 \quad (2.13)$$

Відповідь: $l_{\text{зам}} = 30_{-0.04}^{0.106} \text{ мм}$

2.3.2) Екстремальний метод з врахуванням номіналів.

Максимальне та мінімальне значення замикаючої ланки можна визначити за наступними формулами[33]:

$$\begin{aligned} l_{\text{зам}}^{\text{max}} &= \sum_{i=1}^n l_{i36}^{\text{max}} - \sum_{j=1}^p l_{j3\text{м}}^{\text{min}} = \\ &= 124 - (11.982 * 2 + 39.975 + 9.985 * 3) = 30.106 \text{ мм} \end{aligned} \quad (2.14)$$

$$\begin{aligned} l_{\text{зам}}^{\text{min}} &= \sum_{i=1}^n l_{i36}^{\text{min}} - \sum_{j=1}^p l_{j3\text{м}}^{\text{max}} = \\ &= 123.96 - (12 * 2 + 40 + 10 * 3) = 29.96 \text{ мм} \end{aligned} \quad (2.15)$$

Порахуймо верхнє та нижнє відхилення допуску замикаючої ланки за наступними формулами[33]:

$$BV_{\text{зам}} = l_{\text{зам}}^{\text{max}} - l_{\text{зам}} = 30.106 - 30 = 0.106 \text{ мм} \quad (2.16)$$

$$HB_{\text{зам}} = l_{\text{зам}}^{\text{min}} - l_{\text{зам}} = 29.96 - 30 = -0.04 \text{ мм} \quad (2.17)$$

Відповідь: $l_{\text{зам}} = 30_{-0.04}^{0.106} \text{ мм}$

2.3.3) Метод екстремальний безномінальний.

Порахуймо верхнє та нижнє відхилення допуску замикаючої ланки за наступними формулами[33]:

$$\begin{aligned} BV_{\text{зам}} &= \sum_{i=1}^n (BV_i)_{\text{зб}} - \sum_{j=1}^p (HB_j)_{\text{зм}} = \\ &= 0 - (-0.018 * 2 - 0.025 - 0.015 * 3) = 0.106 \text{ мм.} \end{aligned} \quad (2.18)$$

$$\begin{aligned} HB_{\text{зам}} &= \sum_{i=1}^n (HB_i)_{\text{зб}} - \sum_{j=1}^p (BV_j)_{\text{зм}} = \\ &= -0.04 - (0 + 0 + 0 + 0 + 0) = -0.04 \text{ мм.} \end{aligned} \quad (2.19)$$

Отже, використавши три методи розрахунку допуску замикаючої ланки розмірного ланцюга(координатний, екстремальний номінальний та екстремальний безномінальний методи) ми отримуємо один і той самий результат. Розмір замикаючої ланки – 30 мм, верхнє відхилення – 0.106 мм, нижнє відхилення - - 0.04 мм.

2.4) Розробка маршрутних карт

Проведемо огляд основних кроків у складанні маршрутних карт, які включають опис технологічного процесу виготовлення пристрою, а також контроль та переміщення на різних етапах в технологічній послідовності з вказівками щодо обладнання та оснащення[33].

Згідно з ГОСТ 3.1407-71, процес заповнення маршрутних карт для складальних робіт відбувається відповідно до загальних вимог. Маршрутна карта розробляється на основі структурної та технологічної схем складання.

Перелік використаних операцій наведений у таблиці 2.5.

Табл. 2.5. Операції технологічного процесу

Операція 050 - Комплектувальна	Операція 045 - Контрольна
Операція 010 - Підготовча	Операція 050 - Складальна
Операція 015 - Складальна	Операція 055 - Контрольна
Операція 020 - Контрольна	Операція 060 - Складальна
Операція 025 - Складальна	Операція 065 - Контрольна
Операція 030 - Складальна	Операція 070 - Складальна
Операція 035 - Контрольна	Операція 075 - Контрольна
Операція 040 - Складальна	Операція 080 - Випробувальна

У випадку одиничного виробництва зазвичай використовується універсальне устаткування з нормальною точністю. Отже, вибір столу залежить від його технологічних можливостей і розмірів пристрою[33]. На таблиці 2.6 розглянуто устаткування для виконання операцій.

Табл. 2.6. Устаткування для операцій

Операція	Устаткування
Комплектувальна операція 005	Стіл ТЛ-1972А
Підготовча операція 010	Стіл ТЛ-1972А
Складальні операції	Стіл ТЛ-1972А
Контроль 075	Контроль електричних складових
Випробування 080	Платформа для симуляції руху стегна людини

Маршрутна карта складання колінного протезу представлена в додатку А.

ВИСНОВКИ

В даному дипломному проєкті було виконано аналіз будови нижньої кінцівки людини та класифікації її ампутації, де був обраний конкретний випадок. Було виконано аналіз сучасних пристроїв, що використовуються для відновлення функції нижньої кінцівки у людей з трансфеморальною ампутацією, де було обрано напрям розробки. Окремо було проведено огляд параметрів ходи людини для подальшого використання в розробці алгоритму. Було розроблено та побудовано структурну схему приладу, на основі якої проводився підбір елементарної бази. Із обраних елементів було пізніше складено принципову електричну схему. На основі тепер відомих елементів приладу та попередньо проаналізованих параметрів ходи людини було розроблено блок-схему алгоритму пристрою. Також було проведено розрахунок значення напруженості на вісь колінного з'єднання для навантаження в 60 кг та 130 кг. В результаті було встановлено, що спроектована сталева вісь буде здана витримати значення в 17,69 МПа від найменшої ваги, та 38,33 МПа від найбільшої.

У технологічному розділі було виконано розробку технологічної та структурної схем складання. На їх основі пораховано загальний показник технологічності, що дорівнював 0.391, отже був задовільним. Також була порахована точність складання конструкції та побудовано маршрутні карти складання.

Список джерел

- [1] Walking The Nutrition Source by Harvard T.H. Chan School of Public Health. URL: <https://www.hsph.harvard.edu/nutritionsource/walking/> (дата звернення: 25.05.2023).
- [2] А. С. Головацький, В. Г. Черкасов, М. Р. Сапін, А. І. Парахін, О. І. Ковальчук Анатомія людини. У трьох томах. Том перший / ред. В. Г. Черкасова, А. С. Головацького. — Вінниця: Нова Кйига, 2007, 456 с. Іл. ISBN 966-382-022-5
- [3] Голки Г. Г., Бур'янова О. А. Травматологія та ортопедія: підруч. для студ. вищ. мед. навч. закл. IV рівня акредитації / за ред. проф. Голки Г. Г., проф. Бур'янова О. А., проф. Климовицького В. Г. - Вінниця : Нова Книга, 2014. - 415 с. ISBN 978-966-382-496-3
- [4] Overview-Gangrene by NHS. URL: <https://www.nhs.uk/conditions/gangrene/> (дата звернення: 25.05.2023).
- [5] Craig A. Almeida, Sheila A. Barry Cancer : basic science and clinical aspects. URL: <https://download.e-bookshelf.de/download/0000/5994/46/L-G-0000599446-0007095176.pdf> (дата звернення: 25.05.2023).
- [6] Prosthetic Knees by Physiopedia. URL: https://www.physio-pedia.com/Prosthetic_Knees (дата звернення: 25.05.2023).
- [7] Bill Dupes. Prosthetic Knee Systems. Amputee Coalition. Last updated July 2014. URL: <https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-knee-systems/> (дата звернення: 25.05.2023).
- [8] ORT-50S – Single Axis Knee Joint by Nertus. URL: <http://nertus.od.ua/en/shop/komplektuyushhie-k-proteznym-izdeliyam/kolennye-uzly/ort-50s-monotsentricheskie-kolennye-uzly/> (дата звернення: 25.05.2023).
- [9] Prosthetic Knees for Adults / The War Amps, URL: <https://www.waramps.ca/pdf/english-site/ways-we-help/artificial-limbs-and-devices/lower-limb/knees-for-adults.pdf> (дата звернення: 25.05.2023).
- [10] Polycentric (4-linkage) Knee Joint 100 / Embreis. URL: <https://embreis.com/product/polycentric-4-linkage-knee-joint-100/> (дата звернення: 25.05.2023).

- [11] Single Axis Knee Joint, Lock / Ottobock. URL: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Knees---Mechanical/Single-Axis-Knee-Joint%2C-Lock/p/3R17#product-specification-section> (дата звернення: 25.05.2023).
- [12] Weight Activated Brake Knee /Akder Medikal. URL: <https://www.akdermedikal.com/product/weight-activated-brake-knee/> (дата звернення: 25.05.2023).
- [13] 4-Bar Knee with PSPC, Endolite. URL: <https://www.endoliteindia.com/products/4-bar-knee-with-pspc> (дата звернення: 25.05.2023).
- [14] Plie 3 Microprocessor Controlled (MPC) Knee, Proteor USA. URL: https://us.proteor.com/knee-portfolio/plie-3/#flush-heading-block_61de79641d3b7-0 (дата звернення: 25.05.2023).
- [15] WUJING CAO, HONGLIU YU, WENMING CHEN, QIAOLING MENG AND CHUNJIE CHEN, Design and Evaluation of a Novel Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8924708> (дата звернення: 25.05.2023).
- [16] Хода у протезній реабілітації, Physiopedia. URL: <https://langs.physio-pedia.com/uk/gait-in-prosthetic-rehabilitation-uk/> (дата звернення: 25.05.2023).
- [17] Zhewen Zhang, Hongliu Yu, Wujing Cao, Xiaoming Wang, Qiaoling Meng and Chunjie Chen, Design of a Semi-Active Prosthetic Knee for Transfemoral Amputees: Gait Symmetry Research by Simulation. URL: file:///C:/Users/User/Downloads/Design_of_a_SemiActive_Prosthetic_Knee_for_Transf.pdf (дата звернення: 25.05.2023).
- [18] ATMEGA328P Datasheet(PDF) 2 Page - ATMEL Corporation / alldatasheet. URL: <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/241077/ATMEL/ATMEGA328P/312/2/ATMEGA328P.html> (дата звернення: 25.05.2023).
- [19] Arduino® UNO R3, arduino.cc. URL: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf> (дата звернення: 25.05.2023).

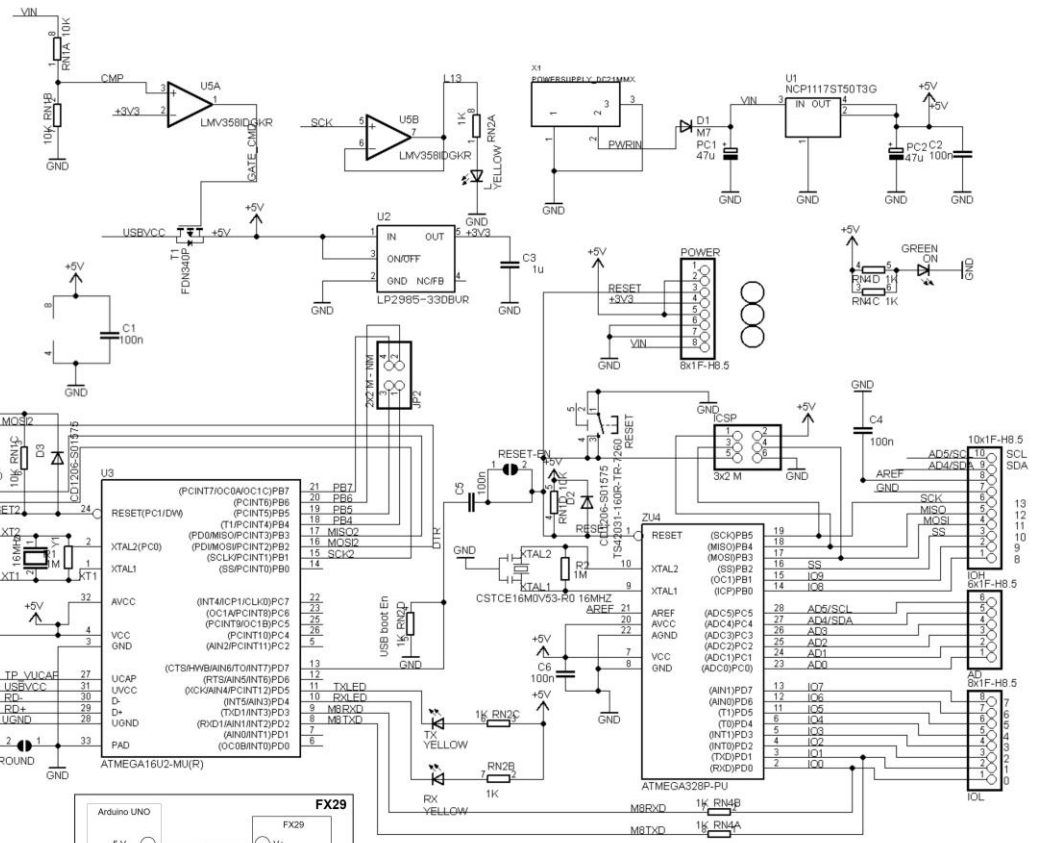
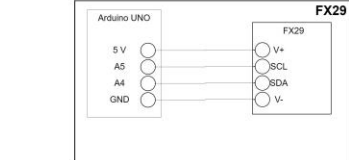
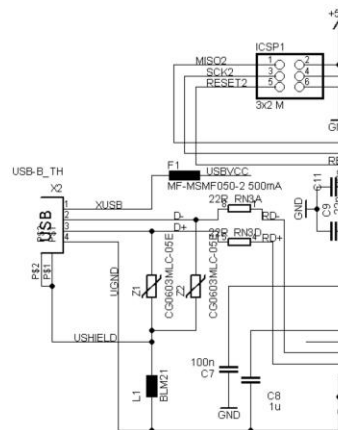
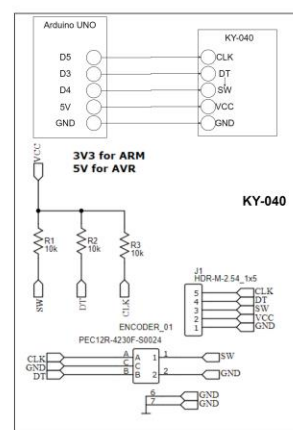
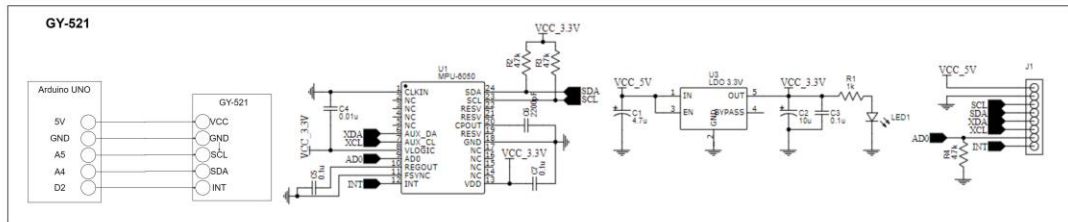
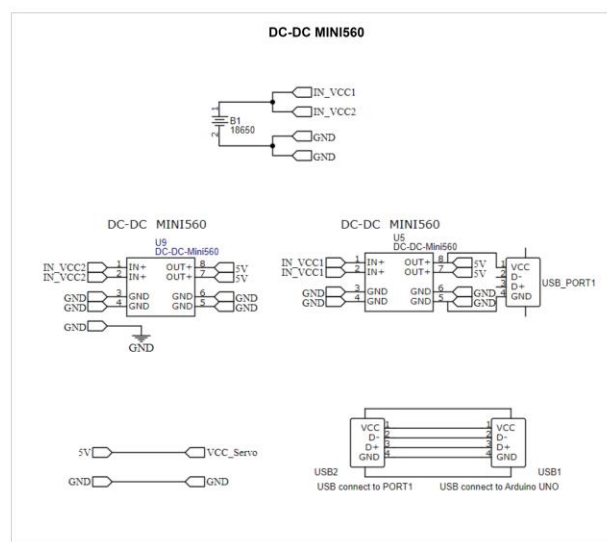
- [20] FX29 Datasheet Compact Compression Load Cell, te.com. URL: https://www.te.com/commerce/DocumentDelivery/DDEController?Action=showdoc&DocId=Data+Sheet%7FFX29%7FA6%7Fpdf%7FEnglish%7FENG_DS_FX29_A6.pdf%7FCAT-FSE0006 (дата звернення: 25.05.2023).
- [21] FX19 Compression Load Cell, te.com. URL: https://www.te.com/commerce/DocumentDelivery/DDEController?Action=showdoc&DocId=Data+Sheet%7FFX19%7FA4%7Fpdf%7FEnglish%7FENG_DS_FX19_A4.pdf%7FFX1900-0000-0025-L (дата звернення: 25.05.2023).
- [22] Енкодер EC11 з кнопкою, Mini-Tech. URL: <https://www.mini-tech.com.ua/ua/encoder-s-knopkoy-ec11> (дата звернення: 25.05.2023).
- [23] Модуль енкодера KY-040, Mini-Tech. URL: <https://www.mini-tech.com.ua/ua/encoder-na-plate-modul> (дата звернення: 25.05.2023).
- [24] ky-040-datasheet, rcsccomponents.kiev. URL: <https://www.rcsccomponents.kiev.ua/datasheets/ky-040-datasheet.pdf> (дата звернення: 25.05.2023).
- [25] Михайло ТІСТОЛ, Олександр САПЕГІН, Рецензент: Віталій ІВАСЕНКО, Дипломний проєкт на здобуття ступеня бакалавра на тему: «Маятниковий мікромеханічний акселерометр», URL: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/34748/1/Tistol_bakalavr.pdf (дата звернення: 25.05.2023).
- [26] П.К. КРИНИЦЬКИЙ, КЛОЧКО Т.Р., ЗАСТОСУВАННЯ МОДУЛЮ GY-521 У БІОНІЧНОМУ ПРОТЕЗУВАННІ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ, МАТЕРІАЛИ XVI ВСЕУКРАЇНСЬКОЇ НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ СТУДЕНТІВ, АСПІРАНТІВ ТА МОЛОДИХ ВЧЕНИХ "ПОГЛЯД У МАЙБУТНЄ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ", 16-17 ТРАВНЯ 2023 Р. М. КИЇВ, УКРАЇНА.
- [27] Акселерометр і гіроскоп MPU-6050 модуль 6DOF, Arduino, URL: <https://arduino.ua/prod512-akselerometr-i-giroskop-mpu-6050-modyl-6dof> (дата звернення: 25.05.2023).
- [28] Катерина Помазан, Класифікація сервоприводів: все, що про них потрібно знати?, Modelistam, URL: <https://modelistam.com.ua/ua/klassifikatsiya-servoprivodov-vse-cho-nih-nujno-znati-a-258/> (дата звернення: 25.05.2023).

- [29] Сервопривід Tower Pro MG90S micro servo 14g, Mini-Tech, URL: <https://www.mini-tech.com.ua/servomotor-mg90> (дата звернення: 25.05.2023).
- [30] ACCU-NCR18650B Panasonic, РАДІОМАГ, URL: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/accu-ncr18650b_56930.html (дата звернення: 25.05.2023).
- [31] Понижуючий DC-DC перетворювач на 5В DC Mini560, arduino.ua, URL: <https://arduino.ua/prod4275-ponijaushhii-dc-dc-preobrazovatel-na-5v-dc-mini560> (дата звернення: 25.05.2023).
- [32] D Joshua Mayich, Alison C Novak, Daniel Vena, James W Brodsky, Gait Analysis in Orthopedic Foot and Ankle Surgery-Topical Review, Part 1: Principles and Uses of Gait Analysis, DOI:10.1177/1071100713508394
- [33] Румбешта В. О. Основи технології складання приладів / Валентин Олександрович Румбешта. – Київ: ІСДО, 1993. – 60-61

Додаток А. Графічні матеріали

Перв. примен.	ДП.ПБ-92.05.1702.001 СХ																																	
Справ. №																																		
Подп. и дата																																		
Инв. № дубл.																																		
Взам. инв. №																																		
Подп. и дата																																		
Инв. № подл.																																		
Електрична частина Акумулятор Перетворювач Перетворювач Сенсорна система Мікроконтролер Сервопривід Механічна частина Опорна частина протезу Демпфер Зовнішній вплив																																		
ДП.ПБ-92.05.1702.001 СХ																																		
Структурна схема для автоматизованого пристрою контролю колінного протезу																																		
<table><tr><td>Лит.</td><td>Масса</td><td>Масштаб</td></tr><tr><td></td><td></td><td></td></tr><tr><td>Лист</td><td colspan="2">Листов</td></tr></table>					Лит.	Масса	Масштаб				Лист	Листов																						
Лит.	Масса	Масштаб																																
Лист	Листов																																	
<table><tr><td>Изм.</td><td>Лист</td><td>№ докум.</td><td>Подп.</td><td>Дата</td></tr><tr><td>Разраб.</td><td></td><td>Криницький П.</td><td></td><td></td></tr><tr><td>Пров.</td><td></td><td>Клочко Т. Р.</td><td></td><td></td></tr><tr><td>Т. контр.</td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr><tr><td>Н. контр.</td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr><tr><td>Утв.</td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr></table>					Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Разраб.		Криницький П.			Пров.		Клочко Т. Р.			Т. контр.					Н. контр.					Утв.				
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата																														
Разраб.		Криницький П.																																
Пров.		Клочко Т. Р.																																
Т. контр.																																		
Н. контр.																																		
Утв.																																		

ДПБ.ПБ-92.05.1702.002 СХ



Имя	Лист	№ докум.	План	Дата
Фирма	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив
Проект	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив
Т. контр.	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив
И. контр.	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив
Утв.	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив	Корпоратив

ДПБ.ПБ-92.05.1702.002 СХ

Принципова
електрична схема

Лист	Масштаб	Масштаб
Лист	Лист	Лист

Перв. примен.

Справ. №

Подп. и дата

Инв. № дубл.

Взам. инв. №

Подп. и дата

Инв. № подл.

ДП.ПБ-92.05.1702.003 СХ

Початок

Сигнали сенсорної системи

If F=0

If F<60

If M<0

If a>8 and a<20

Контакт п'ятки з землею (поз. а1)

If M>5 and M<15

If a>30

Підготовка маху (поз. а3)

If F>100

If M>20

If a>10

Повне навантаження стопи (поз. а1)

If M>5 and M<15

If a>6

Завершення опорної фази (поз. а2)

If M<5

If a<6

Середина опорної фази (поз. а2)

If M<5

If a>40

Початок маху (поз. а4)

If a>20 and a<40

Середина маху (поз. а4)

If M<0

If a>8 and a<20

Завершення маху (поз. а1)

Кінець

ДП.ПБ-92.05.1702.003 СХ

Блок-схема роботи алгоритму

Лит.

Масса

Масштаб

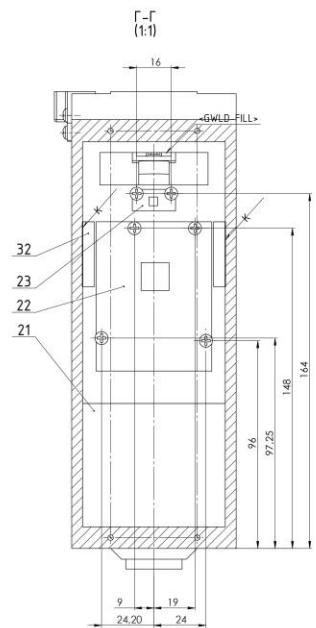
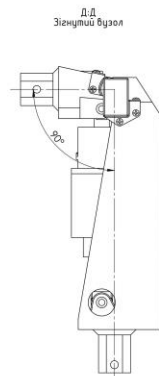
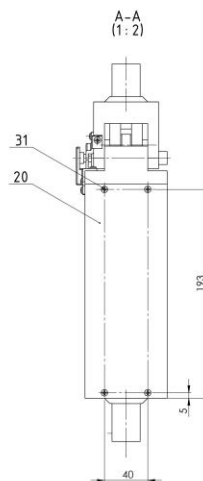
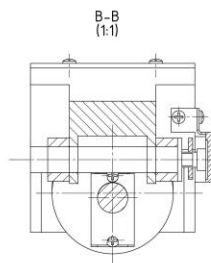
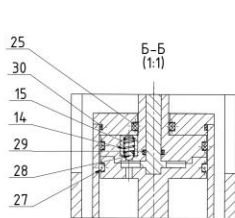
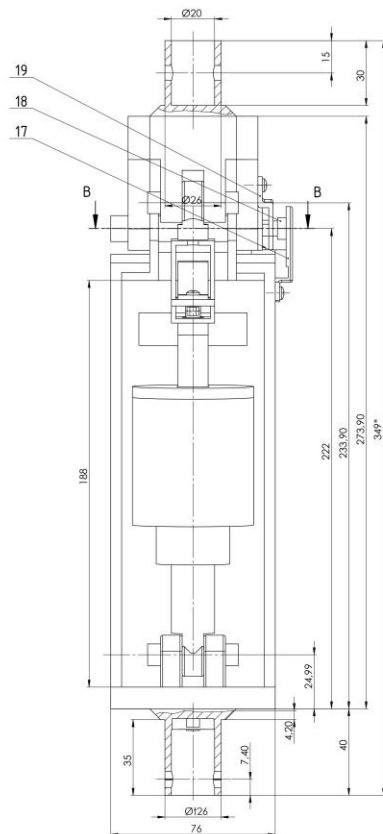
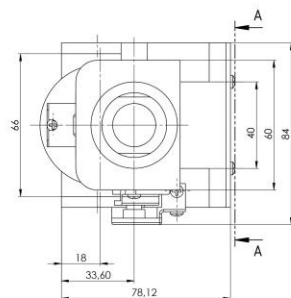
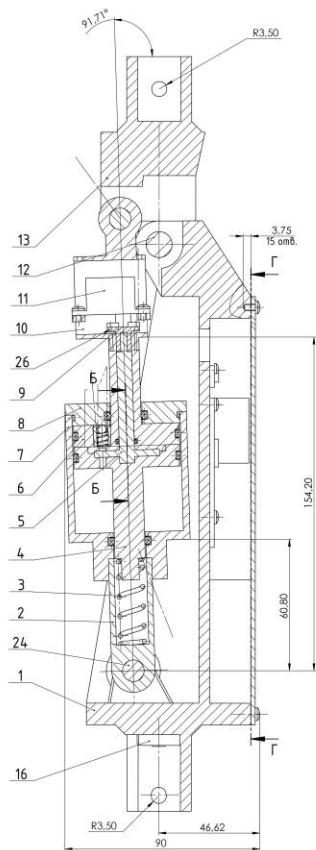
Лист

Листов

Копировал

Формат А4

ДПБ.ПБ-92.05.1702.004 СК



- 1. *Размер для доводки.
- 2. Периодичность осмотра после первого года эксплуатации.
- 3. При транспортировании загерметизировать в специальном пакете.

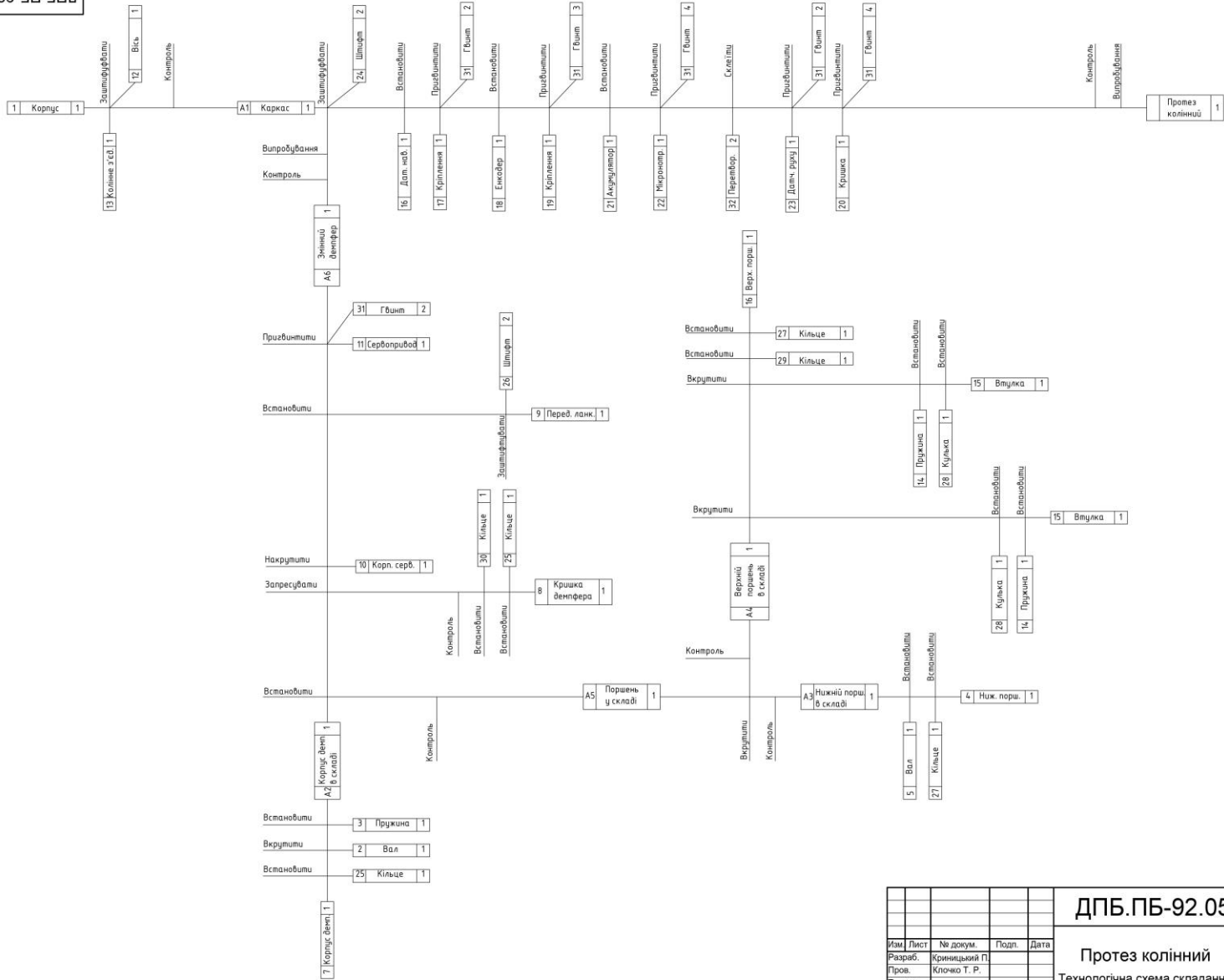
ДПБ.ПБ-92.05.1702.004 СК				Лист	Масса	Минимум
Протез коленный				Лист	Масса	Минимум
Крепление складчатый				Лист	Масса	Минимум
ПБФ, ПБ-92				Лист	Масса	Минимум
Копировать				Лист	Масса	Минимум
Формат А1				Лист	Масса	Минимум

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Наіменування	Кіл.	Приміт
				<u>Документація</u>		
A1			ДПБ.ПБ-92.05.1702.001 СК	Складальний кресленик	1	
				<u>Деталі</u>		
A3		1	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.001	Корпус	1	
A4		2	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.002	Вал	1	
A4		3	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.003	Пружина	1	
A3		4	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.004	Нижній поршень	1	
A4		5	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.005	Гвинт	1	
A3		6	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.006	Верхній поршень	1	
A3		7	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.007	Корпус демпфера	1	
A4		8	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.008	Кришка демпфера	1	
A4		9	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.009	Передатна ланка	1	
A3		10	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.010	Корпус сервоприводу	1	
A4		12	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.012	Вісь	1	
A3		13	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.013	Колінне з'єднання	1	
A4		14	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.014	Пружина	2	
A4		15	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.015	Втулка	2	
A4		17	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.017	Кріплення	1	
A4		19	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.019	Кріплення		
A4		20	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001.020	Кришка		
				<u>Стандартні вироби</u>		
		24		Штифт Ø10x42	2	
				ДПБ.ПБ-92.05.1702.005 СП		
Изм	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Протез колінний	
Розроб.	Криницький					
Перев.	Ключко Т.Р.					
Н.контр.						
					Лит.	Лист
						1
						2

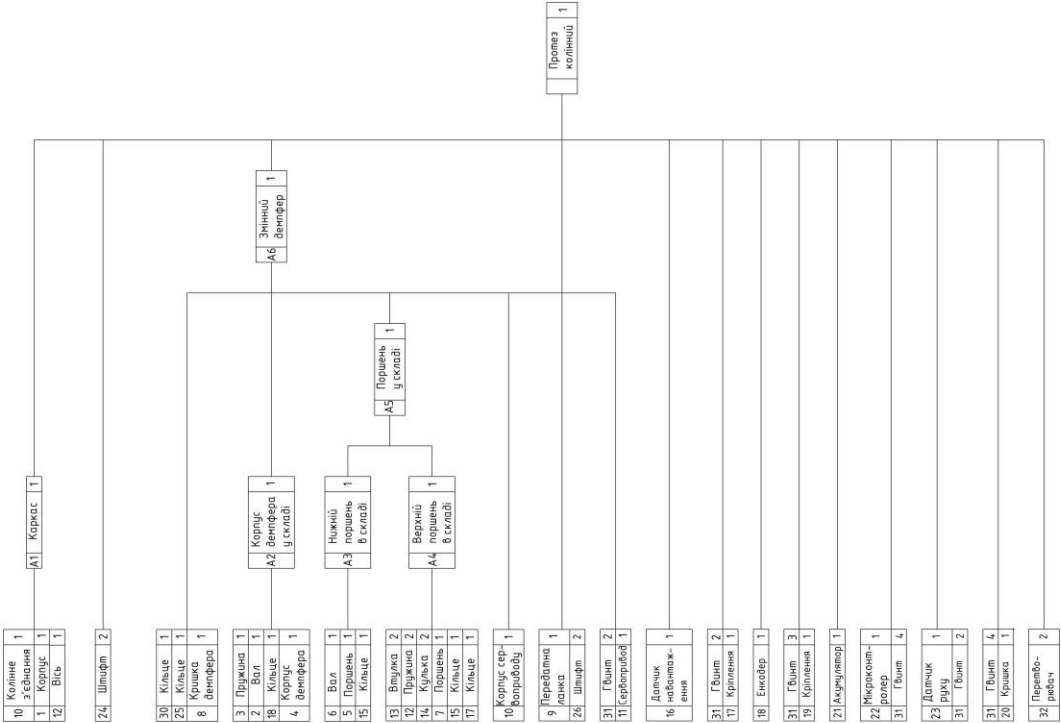
Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кіл.	Приміт.
				ДСТУ ГОСТ 3128-70		
		25		ДСТУ ГОСТ 9833-73	2	
				Кільце 014-020-36		
		26		Штифт Ø2x4	2	
				ДСТУ ГОСТ 3128-70		
		27		ДСТУ ГОСТ 3722-81	1	
				Кільце 048-052-25		
		28		Кулька Ø4	2	
				ДСТУ ГОСТ 3722-81		
		29		Кільце 007-010-19	1	
				ДСТУ ГОСТ 9833-73		
		30		Кільце 045-051-36	2	
				ДСТУ ГОСТ 9833-73		
		31		Гвинт М3х5	15	
				ДСТУ ISO 7045		
				<u>Інші вироби</u>		
		11		Серворивод	1	
		18		Енкодер	1	
		16		Датчик навантаження	1	
		21		Акумулятор	1	
		22		Мікроконтролер	1	
		23		Датчик руху	1	
		32		Перетворювач	2	

Із	Лист	№ докум.	Полп.	Дата	ДПБ.ПБ-92.05.1702.005 СП	Лист
						2

ДПБ.ПБ-92.05.1702.006

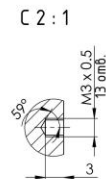
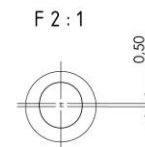
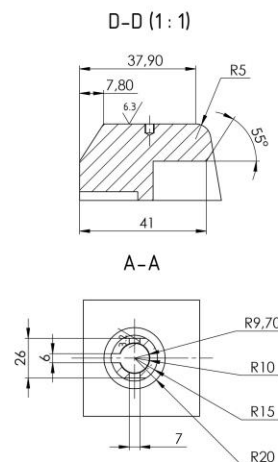
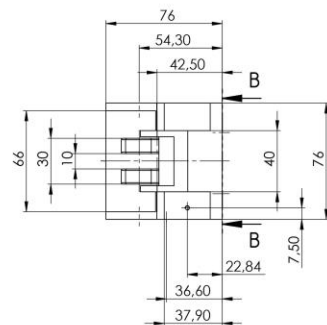
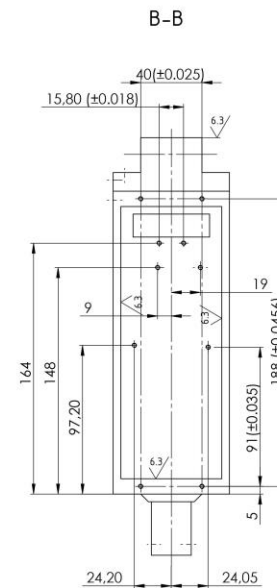
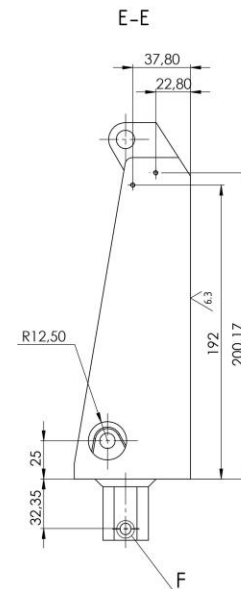
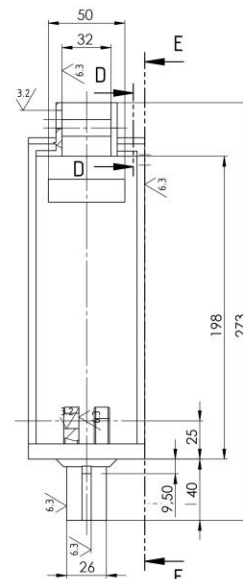


ДПБ.ПБ-92.05.1702.006					
Протез колінний					
Технологічна схема складання					
Ім.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата	
Разроб.	Криницький П.				
Пров.	Ключко Т. Р.				
Т. контр.					
Н. контр.					
Утв.					
Лит.					Масштаб
Лист					Листов
ПБФ, ПБ-92					



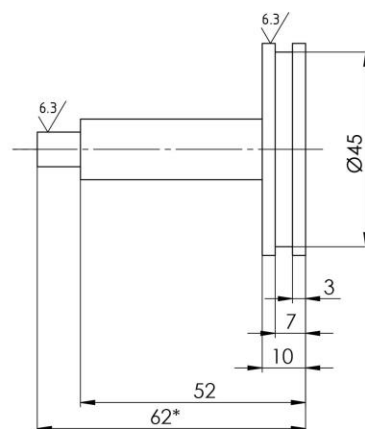
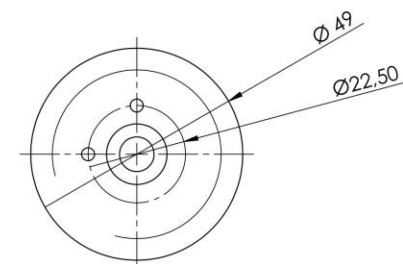
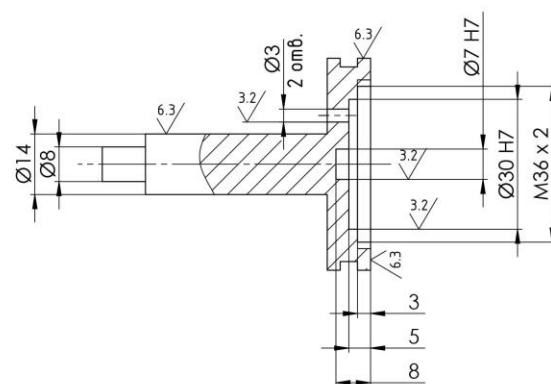
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.	Криницкий П.			
Пров.	Ключко Т. Р.			
Т. контр.				
Н. контр.				
Утв.				

ДПБ.ПБ-92.05.1702.007		
Протез колінний		
Структурна схема складання		
Лит.	Масса	Масштаб
Лист	Листов	



1. * Розміри для довідок
2. Невказані граничні відхилення H10, h10 IT 10/2.
3. Невказані радіуси R=2 мм.

				ДПБ.ПБ-92.05.1702.004.001					
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лит.			Масса	Масштаб
Разраб.		Криницкий П.							1:2
Пров.		Ключко Т. Р.							
Т. контр.					Лист			Листов	
Н. контр.					Сталь AISI 316Ti			ПБФ, ПБ-92	
Утв.									

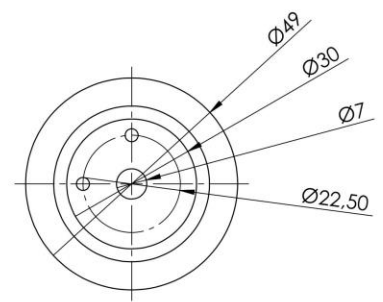
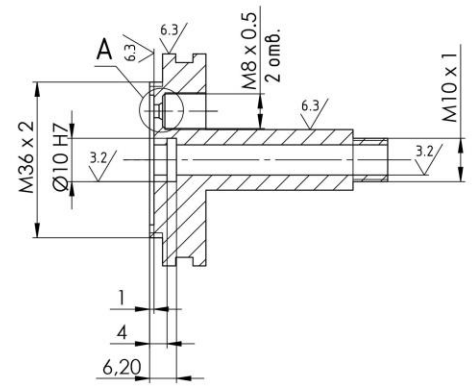


1. * Розміри для довідок
2. Невказані граничні відхилення H10, h10 IT 10/2.

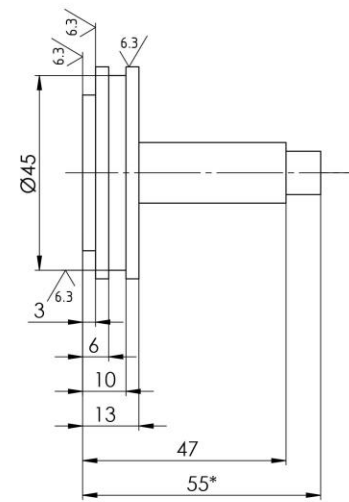
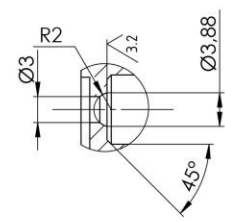
						ДПБ.ПБ-92.05.1702.004.004					
						Нижній поршень			Лит.	Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата							1:1
Разраб.		Криницкий П.									
Пров.		Клочко Т. Р.									
Т. контр.											
									Лист	Листов	
Н. контр.						Сталь 08Х17Н13М2Т			ПБФ, ПБ-92		
Утв.											

✓ Rz 80

ДПБ.ПБ-92.05.1702.004.006



A 2:1



- 1. * Розміри для довідок
- 2. Невказані граничні відхилення H10, h10 IT 10/2.

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.	Криницкий П.			
Пров.	Клочко Т. Р.			
Т. контр.				
Н. контр.				
Утв.				

ДПБ.ПБ-92.05.1702.004.006

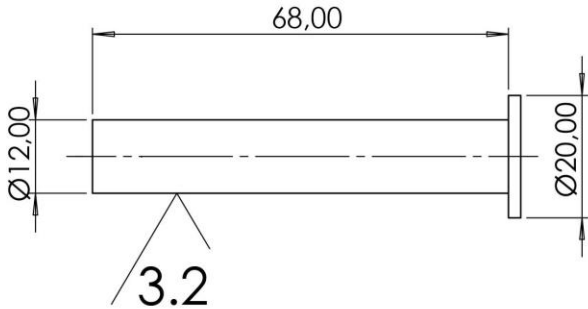
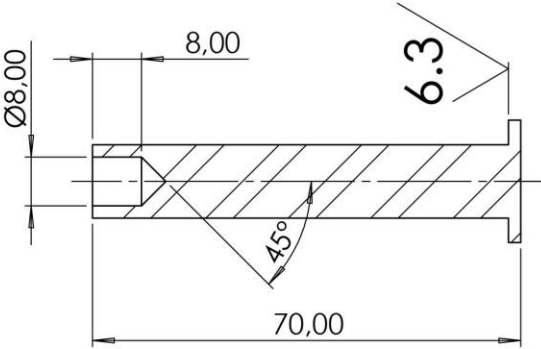
Верхний поршень

Сталь 08Х17Н13М2Т

Лит.	Масса	Масштаб
		1:1
Лист	Листов	
ПБФ, ПБ-92		

Копировал

Формат А3

Перв. примен.		Справ. №		ДПБ.ПБ-92.05.1702.004.012		✓ Rz 80	
							
							
				1. * Розміри для довідок			
				2. Невказані граничні відхилення Н10, н10 IT 10/2.			
Подп. и дата		Взам. инв. №		Инв. № дубл.		Подп. и дата	
Инв. № подл.		Т. контр.		Н. контр.		Утв.	
Изм.		Лист		№ докум.		Подп.	
Разраб.		Криницкий П					
Пров.		Клочко Т. Р.					
Лит.		Масса		Масштаб			
				1:1			
Лист		Листов					
Сталь AISI 441		ПБФ, ПБ-92					

МК		Маршрутна карта																
		ГОСТ 3.1105-84 Форма 2																
Дубл. Взам. Подл.																		
																1		
Розроб.	Криницький П. К.				КПІ ім.Ігоря Сікорського										ПБ-92			
Н.контр.	Клочко Т. Р.					Протез колінний												
						Б		Т		Р		М						
А	01	005 Комплектувальна																
Б	02	Стіл ТЛ-1972А																
О	03	Комплектувати деталі згідно складального креслення і специфікацій																
А	04	010 Підготовча																
Б	05	Стіл ТЛ-1972А																
О	06	Очистити (обезжирити) поверхню деталей																
М	07	Кисть КФ-26 ГОСТ 10597-87																
М	08	Тканина ГОСТ 29298-92																
М	09	Вата ГОСТ 5556-81																
М	10	Рукавички бавовняно-паперові ГОСТ 5007-87																
А	11	015 Складальна																
Б	12	Стіл ТЛ-1972А																
О	13	На Корпус 1. встановити в базову деталь Колінне з'єднання 17 за допомогою операцій штифтування деталлю Вісь 12, отримаємо складальну одиницю Каркас СК																
О	14	020 Контрольна																
О	15	Перевірити правильність складання вузла.																

МК		Маршрутна карта													
		ГОСТ 3.1105-84 Форма 2													
Дубл. Взам. Подл.															
														2	
Розроб.		Криницький П. К.				КПП ім.Ігоря Сікорського						ПБ-92			
Н.контр.		Клочко Т. Р.				Протез колінний									
						Б		Т		Р		М			
А	16	025 Складальна													
Б	17	Стіл ТЛ-1972А													
О	18	В Корпус демпфера 7. встановлюється Кільце 25, вкручується вал 2 та встановлюється пружина 3. Отримуємо складальну операцію Корпус демпфера в складі А2.													
А	19	030 Складальна													
Б	20	Стіл ТЛ-1972А													
О	21	Оберається Нижній поршень 4, куди встановлюється кільце 27 та вал 5. Отримуємо в результаті складальну одиницю Нижній поршень у складі СК під поз. А3.													
О	22	035 Контрольна													
О	23	Перевірити правильність складання вузла.													
А	24	040 Складальна													
Б	25	Стіл ТЛ-1972А													
О	26	Береться Верхній поршень 16, на який встановлюються кільця 27 та 29. Окремо на деталь Втулка 15 встановлюється деталі Кулька 28 та пружина 14, після чого дана збірка вкручується на третю гілку складання. Виконується ще одна аналогічна збірка та вкручується на третю гілку складання. Отримуємо складальну одиницю Верхній поршень в складі СК поз. А4.													
О	27	045 Контрольна													
О	28	Перевірити правильність складання вузла.													

МК		Маршрутна карта													
		ГОСТ 3.1105-84 Форма 2													
Дубл. Взам. Подл.															
														3	
Розроб.	Криницький П. К.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-92				
Н.контр.	Клочко Т. Р.				Протез колінний										
					Б		Т		Р		М				
А	29	050 Складальна													
Б	30	Стіл ТЛ-1972А													
О	31	Складальна одиниця Верхній поршень в складі СК поз. А4 встановлюється на другу гілку складання та об'єднується її з попередньою складальною одиницею Нижній поршень у складі СК поз. А3. Так ми отримуємо окрему нову складальну одиницю Поршень в складі СК поз. А5.													
О	32	055 Контрольна													
О	33	Перевірити правильність складання вузла.													
А	34	060 Складальна													
Б	35	Стіл ТЛ-1972А													
О	36	На деталь Кришка демпфера 8 встановлюються кільця 25 та 30, після чого запресовуються в збірку до попередніх деталей. Окремо встановлюється корпус сервопривода 10 шляхом накручування. Штифт 26 встановлюється на передатну ланку 9 шляхом штифтування. Дана збірка встановлюється на першу гілку складання. Окремо прикручується сервопривод 11 за допомогою двох гвинтів 31. Усі окремі деталі та складальні одиниці першої гілки складання становлять складальну одиницю Змінний демпфер СК поз. А6.													
О	37	065 Контрольна													
О	38	Перевірити правильність складання вузла.													

МК		Маршрутна карта													
		ГОСТ 3.1105-84 Форма 2													
Дубл. Взам. Подл.															
														4	
Розроб.		Криницький П. К.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-92			
Н.контр.		Клочко Т. Р.				Протез колінний									
		Б				Т				Р				М	
А	39	70 Складальна													
Б	40	Стіл ТЛ-1972А													
О	41	До попередніх деталей встановлюється Датчик навантаження 16. Кріплення 17 пригвинчується за допомогою двох гвинтів 31. Окремо встановлюється енкодер 18. Кріплення 19 пригвинчується за допомогою трьох гвинтів 31. Окремо встановлюється акумулятор 21., пригвинчується мікроконтролер 22 (за допомогою 4 гвинтів 31) та приклеюються 2 перетворювачі 32. Далі пригвинчується датчик руху 23 за допомогою 2 гвинтів 31. Також пригвинчується кришка 20 за допомогою 4 гвинтів 31. На цьому отримуємо готову пристрій.													
О	42	075 Контрольна													
О	43	Перевірити правильність складання вузла.													
А	44	080 Випробування													
О	45	Випробування відбувається на спеціальні платформі, що симулює рух людського стегна.													