

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ
(підпис) (Власне ім'я)

ПРИЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2020 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою клінічна інженерія
(назва)

спеціальності _____ 163 «Біомедична інженерія» _____
(код та назва)

на тему: Протез пальця руки з використанням FDM технології

Виконав: студент 4 курсу, групи БМ-62
(шифр групи)

_____ Забіло Ярослав Сергійович _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник _____ ст. вик. каф. БМІ Зубков Станіслав Володимирович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 2 _____ інженер Козій Микола Ігорович _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 3 _____ доц. каф. ОППЦБ, к. т. н. Демчук Гліб Вікторович _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль _____ ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент _____ проф. каф. ББЗЛ, д.п.н., проф. Вихляєв Юрій Миколайович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

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

Факультет (інститут)	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>163 «Біомедична інженерія»</u>
Освітньо-професійна програма	<u>Клінічна інженерія</u> _____

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ___ » _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Забілу Ярославу Сергійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: «Протез пальця руки з використанням FDM технології»
керівник роботи Зубков Станіслав Володимирович,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від 25.05.2020

2. Термін подання студентом роботи 8.06.2020.

3. Вихідні дані до роботи : результати переддипломної практики; підручники (в електронному вигляді), друковані видання; статті (в електронному вигляді); державні та міжнародні стандарти; програмний продукт Solid Works та література з його використання.

4. Зміст дипломної роботи (пояснювальної записки) (перелік завдань, які потрібно розробити) : проаналізувати літературні джерела з даного напрямку; розробити технічне завдання для конструкції протезу пальця; розробити креслення конструкцій фаланг; розробити 3Д модель конструкції; провести дослідження з навантаження на конструкцію; оцінити безпеку користування даним протезом.

5. Перелік ілюстративного матеріалу : креслення дистальної, середньої та проксимальної фаланг; схеми для розрахунку механізму протеза пальця в умовах статичної рівноваги; 3Д моделі фаланг; 3Д модель зборки; результати з проведення навантаження на фалангу.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці	Демчук Г. В. к.т.н. доц. каф. ОППЦБ		
Практична частина	інженер Козій М. І.		

7. Дата видачі завдання 8.03.2020

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз літературних джерел	9.02 – 22.02.2020	
2	Розробка технічного завдання	23.02 – 5.03.2020	
3	Розробка креслення конструкції протезу пальця	5.03 - 14.03.2020	
4	Розробка розрахункової схеми механізму протеза пальця	15.03 – 1.04 2020	
5	Розробка 3Д моделі	2.04 - 14.04.2020	
6	Моделювання навантаження на модель	15.04 – 20.04 2020	
7	Аналіз результатів	21.04 – 1.05 2020	
8	Оформлення ДР	2.05 - 6.06.2020	
9	Отримання рецензії та відгуку	7.06.2020	
10	Подання пакетів документів до захисту ЕК	8.06.2020	
11	Захист ДР	15.06.2020 – 19.06.2020	

Студент

(підпис)

Ярослав ЗАБІЛЮ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)

Станіслав ЗУБКОВ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Тема дипломної роботи: «Протез пальця руки з використанням FDM технології».

Обсяг дипломної роботи становить 50 сторінок, міститься 21 ілюстрація, 17 таблиць. Загалом опрацьовано 39 джерел.

Метою роботи є вдосконалення конструкції протезу пальця людини з можливістю виготовлення за допомогою 3Д друку.

Актуальність: зважаючи на ситуацію в нашій країні, з кожним роком зростає кількість травм верхніх кінцівок різної ступені тяжкості. Зокрема ампутації пальців, що призводить до погіршення якості життя. Виникає необхідність в розробці протезу для заміщення втрачених функцій. Окремою проблемою є розробка конструкції протезу з урахуванням особливостей пацієнта із збереженням необхідного функціоналу.

Завдання:

1. Огляд літератури за тематикою роботи;
2. Розробка технічного завдання;
3. Розробка креслення;
4. Розробка розрахункової схеми механізму протеза пальця в умовах статичної рівноваги;
5. Розробка 3Д моделі конструкції;
6. Проведення експерименту з навантаження на конструкцію фаланг.

Ключові слова: протез пальця, фаланги пальця, конструкція протезу, креслення протезу, розрахункова схема, 3Д моделювання, розробка моделі, технічне завдання, моделювання навантаження.

ABSTRACT

Subject of graduate work: «Finger prosthesis using FDM technology».

The volume of work is 50 pages, the number of illustrations – 21, tables – 17, sources on the list of links – 39.

The aim of the work is to improve the design of the human finger prosthesis with the possibility of manufacturing using 3D printing.

Relevance: due to the situation in our country, the number of injuries of the upper extremities of varying severity is growing every year. In particular, amputation of the fingers, which leads to a deterioration in quality of life. There is a need to develop a prosthesis to replace lost functions. A separate problem is the development of the design of the prosthesis taking into account the characteristics of the patient while maintaining the required functionality.

The aim of the work is to improve the design of the human finger prosthesis with the possibility of manufacturing using 3D printing.

Tasks:

1. Review of literature on the subject of work;
2. Development of terms of reference;
3. Development of drawings;
4. Development of the calculation scheme of the mechanism of a finger prosthesis in the conditions of static equilibrium;
5. Development of a 3D model.
6. Carrying out an experiment on the load on the structure of the phalanges.

Key words: finger prosthesis, finger phalanges, prosthesis design, prosthesis drawing, calculation scheme, 3D modeling, model development, technical task, load modeling.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Етапи розвитку протезування кінцівок.....	10
1.1 Огляд існуючих протезів пальця	11
1.3 Перспективи розвитку протезування.....	12
1.2 Вибір матеріалу для конструювання.....	13
1.3 Обґрунтування вибору методики розробки.....	15
Висновки до розділу 1	16
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	17
2.1 Технічне завдання для конструкції протезу пальця	17
2.2 Креслення конструкцій фаланг	20
2.3 Розрахункова схема механізму протеза пальця	23
2.4 Розробка 3Д моделі	31
2.5 Експеримент з навантаження на конструкцію фаланг.....	34
Висновки до розділу 2.....	39
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	40
3.1 Технічні характеристики конструкції протезу пальця.....	40

						БМ62.05.2505.1191		
Вим	Лист	№ докум	Підпис	Дата				
Розробив		Забіло Я. С.			Протез пальця руки з використанням FDM технології	Літ.	Лист	Листів
Перевірив		Зубков С.В.					6	
Реценз.		Вихляев Ю.М.				КПІ ім.Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-62		
Н. Контр.		Юр'єва К.О.						
Затверд.		Шликов В.В.						

3.2 Аналіз потенційних небезпек та розробка заходів безпеки.....	41
3.2.1 Небезпека механічних пошкоджень.....	42
3.2.2 Біологічні небезпеки.....	43
3.3 Інструкція з експлуатації протезу пальця руки на тяговій основі.....	44
3.4 Висновок до розділу 3.....	44
ВИСНОВКИ.....	45
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	50

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

FDM - моделювання методом пошарового наплавлення

ЕМГ – електроміографія

ABS (АБС) – вид пластику, акрилонітрилбутадієнстирол

PLA – вид пластику, полілактид

SBS – вид пластику, стиролбутадієн

PETG – вид пластику, поліетилентерефталатгліколь

					БМ62.05.2505.1191	Лист
						8
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

ВСТУП

Зважаючи на ситуацію в нашій країні, з кожним роком зростає кількість травм верхніх кінцівок різної ступені тяжкості. Зокрема ампутації пальців, що призводить до погіршення якості життя. Виникає необхідність в розробці протезу для заміщення втрачених функцій.

Актуальність даної теми базується на розробці конструкції протезу з урахуванням особливостей пацієнта із збереженням необхідного функціоналу.

Метою даної роботи є вдосконалення конструкції протезу пальця людини з можливістю виготовлення за допомогою 3Д друку.

В ході роботи були поставлені такі задачі:

1. Огляд літератури за тематикою роботи;
2. Розробка технічного завдання;
3. Розробка креслення;
4. Розробка розрахункової схеми механізму протеза пальця;
5. Розробка 3Д моделі конструкції;
6. Проведення навантаження на конструкцію фаланг.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
						9
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Етапи розвитку протезування кінцівок.

У сучасному світі йде активний розвиток технологій і роботизації виробництв, проте рівень травматизму зберігається. Згідно зі статистикою близько 12% людей на планеті мають порушення структур організму, що знижують його функціональність, що в свою чергу виражається на рівні фізичної і соціальної активності людини, знижується якість життя і з'являється перешкода при реалізації професійної діяльності [1].

Еволюція протезування представляє собою тривалу історію: від примітивних витоків до складних сучасних конструкцій. Як і в розвитку будь-якої іншої області, одні ідеї і винаходи працювали і успішно розвивалися, в той час як інші залишилися на узбіччі історії і застаріли [2].

Витоки ортопедичної техніки йдуть з Стародавнього Єгипту. Єгипетські протези виготовлялися з тканини і дерева, їх головним призначенням було створити у людини відчуття цілісності, повноцінного виду в суспільстві. Це прагнення дозволило виконати перший функціональний протез великого пальця ноги ще в період 950-710 рр. до н.е. Протез складався з двох дерев'яних частин, які скріплювалися шкіряною ниткою через отвори, просвердлені в деревині. Шкіряний ремінець кріпив палець до ноги за допомогою шкіряних ниток [1].

Однак дерев'яні протези мали безліч недоліків, тому майстри почали пошук нових матеріалів. Так, в 1858 р був виявлений перший металевий протез ноги, створення якого датується 300 р до н.е. Він був виконаний з бронзи і заліза, з дерев'яним сердечником, розташованим нижче коліна. Такі протези створювали лише ілюзію нової кінцівки і за своєю функціональністю не дозволяли повернутися до повноцінної життєдіяльності [1].

					Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата	10

БМ62.05.2505.1191

З розвитком технологій і уявлення людей протези зазнавали значних змін з боку естетичної та механічної частин. Незважаючи на це, особливості їх кріплення і фіксації тривалий час залишалися без змін

Розвиток медицини, а саме впровадження нових методів в область хірургії, дозволило реалізувати прагнення максимально зберегти кінцівку, а також використовувати менший за розміром і вагою протез, що призвело до модернізації процесу ампутації [2].

Подальший прогрес в протезуванні стався в кінці ХХ і початку ХХІ ст. Створення нових класів протезів прямо пов'язане з розвитком мікроелектроніки, медицини, нейрофізіології, в даний час є одним із пріоритетних завдань модернізації вітчизняної охорони здоров'я. На сьогоднішній день сучасний біонічний протез являє собою електронно-механічний пристрій, більша частина якого складається з пластику. Основними компонентами конструкції таких протезів є каркас, механічна частина і система управління [3].

1.2 Огляд існуючих протезів пальця

Протези пальця людини можна класифікувати за призначенням та за принципом роботи[4].

За призначенням бувають функціональні та косметичні протези.

Функціональні - це активні протези, які дозволяють виконувати хват. Управляються за допомогою різних механізмів. Можуть бути в косметичній оболонці, що імітує зовнішній вигляд руки, або мати сучасний технологічний дизайн [4].

Косметичні - виконують тільки пасивну декоративну функцію.

За принципом роботи протези бувають:

- Тягові (активні, механічні);
- Міоелектричні (біоелектричні, біонічні);
- Робочі (призначені для виконання окремої дії) [5].

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		11

Активні (тягові або механічні) протези управляються за допомогою тяг і повністю контролюються зусиллями самої людини без будь-якої електроніки [4].

Даний механізм дає можливість контролювати зусилля самому користувачу. При виконанні хвата користувач сам визначає силу стиснення, його швидкість і може відчутти опір, коли кисть упирається в предмет.

Біоелектричні, також їх називають міоелектричні або біонічні протези - це одні з найсучасніших і найрозвинутіших протезів [6].

Управління в міоелектричних протезах здійснюється за рахунок сигналів, що виникають при скороченні м'язів, які зчитують ЕМГ-датчики [6].

У культиприймальну гільзу вбудовані чутливі міодатчики, які фіксують зміну електричного потенціалу м'язів культі. Дані з міодатчиків передаються на мікропроцесор, після чого сигнал передається до потрібної частини протезу, і ця частина рухається.

Робочі механічні протези верхніх кінцівок оснащені адаптером для установки різних насадок, що дозволяє активно використовувати верхню кінцівку для роботи. До протезу можна прикріпити насадки для письма, столових приладів, малювання, друку, шиття. Є захвати для молотка, ключів, ножиць та інших інструментів. Плюси: недорога конструкція, великий функціонал. Мінуси: неприродний зовнішній вигляд, необхідність купувати насадки під кожен вид діяльності і міняти їх під час роботи [7].

1.3 Перспективи розвитку протезування

На ранніх етапах розвитку протези прикріплялися до людського тіла механічно і не були пов'язані з нервовою системою. Вони могли згинатися в залізних шарнірах, однак виконання кожного руху власник повинен був регулювати вручну. Метою вчених стала можливість управляти механічними кінцівками за допомогою сили думки - так, як це відбувається у звичайних людей. Зробити це вдалося, проте в перший час набір команд був обмеженим,

тому дрібна моторика залишала бажати кращого. Сьогодні фахівці в області робототехніки забезпечили повний зв'язок протезів з нервовою системою їх носіїв. [8]

В даний час сфера протезування розвивається величезними темпами. Розробники сучасних реабілітаційних пристроїв використовують останні досягнення робототехніки, кращі конструкційні та сервісні матеріали. Протези в процесі експлуатації схильні до зносу, корозії та інших недоліків, які здатні вплинути на термін їх служби. Раніше при складанні та обслуговуванні цих пристроїв застосовувалися стандартні пластичні мастила. Однак з часом стало ясно, що при щоденній експлуатації протезів мастила видавлюються з зон тертя, бруднять навколишні області та шкіру людини. Це негігієнічно, а найголовніше, небезпечно, так як випаровування деяких матеріалів токсичні. Сьогодні на зміну пластичним змащенням прийшли сучасні високотехнологічні покриття. Вони значно покращують характеристики протезів рук і при цьому не завдають ніякої шкоди здоров'ю людей. [9]

Для людей, які втратили кінцівки внаслідок нещасних випадків або хвороб, установка протезів є дуже важливим етапом соціально-трудової реабілітації [10]. Сучасний протез - не просто механічна заміна втраченого органу, це унікальна частина тіла, яка забезпечує їх новими можливостями.

1.4 Вибір матеріалу для конструювання

Під час розробки конструкції мають бути обрані матеріали для кожної складової. Корпус протезу має бути виготовлений з достатньо міцного, водостійкого та безпечного для людини матеріалу. В таблиці 1.1 представлена порівняльна характеристика видів пластику для виготовлення корпусу протезу пальця.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		13

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика пластиків [11].

№	Назва пластику	Міцність на згинання	Міцність на розрив	Точність 3Д друку	Температура розм'якшення
1.	ABS	41 МПа	22 МПа	± 1%	100°C
2.	PLA	55,3 МПа	57,8 МПа	± 0,1%	50°C
3.	SBS	36 МПа	34 МПа	± 0,4%	76°C
4.	PETG	76,1 МПа	36,5 МПа	± 0,1%	80°C

В якості матеріалу корпусу був обраний ABS-пластик - це ударостійка технічна термопластична смола на основі співполімера акрилонітрилу з бутадієном і стиролом. Він є не біорозкладним пластиком на нафтовій основі. Був обраний саме цей пластик через його довговічність та високу температуру розм'якшення. Хороше поєднання пружності та міцності дозволяє використовувати даний матеріал для виготовлення багатьох видів механічних виробів, які розраховані на тривалий термін експлуатації [12].

Властивості ABS пластику:

1. Непрозорий матеріал жовтуватого відтінку.
2. Нетоксичний в нормальних умовах.
3. Довговічний при відсутності прямого впливу ультрафіолету.
4. Стійкий до дії лугів та миючих засобів.
5. Вологостійкий.
6. Маслостійкий
7. Кислотостійкий.
8. Має широкий діапазон експлуатаційних температур (від -40 ° С до +90 ° С)
9. Щільність 1.02-1.06 г / см³ [13].

Після 3Д друку виріб з ABS пластику обробляють парами ацетону, після чого він стає повністю гладким, що вирішує проблему меншої точності друку в порівнянні з аналогами [12].

В якості матеріалу тросу, за допомогою якого буде відбуватися хват, був обраний нейлон. Він володіє високою міцністю, стійкістю до стирання, водостійкий і не схильний до впливу коливань температури. Обрана нейлонова ліска діаметром 0,32мм витримує вагу до 11.5 кг. Є стійкою до зносу та зберігає

при цьому м'якість і стійкість до деформації. Крім того, характеризується дуже високою міцністю на вузлі.

Для пружин кручення та обмежувачів для ліски був обраний дріт з нержавіючої сталі марки AISI 301 та діаметром 0.4 та 0.6 мм [14].

Болти та гайки мають бути нержавіючими, тому була обрана сталь з покриттям з білого цинку. Відповідність стандарту: DIN912.

1.4 Обґрунтування вибору методики розробки

В ході виконання роботи буде розроблена конструкція протезу пальця з урахуванням особливостей пацієнта та із збереженням необхідного функціоналу.

Для вирішення поставлених задач були обрані методи розробки та дослідження представлені нижче.

Технічне завдання буде розроблене для встановлення основного призначення, показників якості, техніко-економічних та спеціальних вимог до виробу, обсягу, стадії розроблення та складу конструкторської документації.

Креслення протезу буде розроблене в середовищі SolidWorks. Даний програмний комплекс є одним з передових у вирішенні інженерних задач.

Розрахункова схема механізму протеза пальця в умовах статичної рівноваги буде побудована використовуючи метод Пуансо. Керуючись анатомічною моделлю буде побудована математична модель пальця кисті людини на площині та побудована розрахункова схема для вирішення задач статички.

3Д модель конструкції протезу, на основі розробленого креслення, буде побудована в середовищі SolidWorks.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
						15
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

Висновок до розділу 1

В даному розділі був проведений огляд існуючих протезів пальця, які можна класифікувати за призначенням та за принципом роботи. Буде розроблена конструкція протезу пальця на тяговій основі, але з можливістю комбінування з електричною складовою. Це зробить даний протез проміжним між механічними та біонічними видами протезів. Даний тип протезу можливий для встановлення його дітям, це зумовлене простотою його використання. Також були визначені матеріали, з яких буде складатися конструкція кожної складової. Сам корпус протезу складатиметься з ABS пластику. Були обгрунтовані методики розробки та дослідження, а саме розробка: технічного завдання, креслення, розрахункової схеми та 3Д моделі.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		16

РОЗДІЛ 2

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне завдання для для конструкції протезу пальця

В даній роботі розробляється конструкція протезу пальця на тяговій основі. Для встановлення основного призначення та показників технічних норм має бути розроблене технічне завдання. Воно включає: склад об'єктів, технічні характеристики матеріалів, допуски на розміри фаланг, а також технічні характеристики 3Д принтера.

В таблиці 2.1 представлений склад об'єкта проектування. Він включає всі складові конструкції протезу пальця, а також їх опис та кількість.

Таблиця 2.1 - Склад об'єкта проектування

№	Назва	Опис	Кількість
1.	Дистальна фаланга	Представляє собою корпус верхньої фаланги, виготовлений з ABS пластику.	1
2.	Середня фаланга	Представляє собою корпус середньої фаланги, виготовлений з ABS пластику.	1
3.	Проксимальна фаланга	Представляє собою корпус нижньої фаланги, виготовлений з ABS пластику.	1
4.	Ліска	Нейлонова ліска, яка виконує функцію тяги.	1
5.	Болт - гайка	Виготовлені з нержавіючої сталі.	3
7.	Пружина кручення (0.4 та 0.6 мм)	Являє собою пружину кручення з правою навівкою, яка забезпечує розгинання конструкції.	3
8.	Металеві дуги (0.4 мм)	Виготовлені з дроту. Слугують обмежувачами для ліски	5

В таблиці 2.2 представлені технічні характеристики пластику для конструкції протезу пальця

Таблиця 2.2 - Технічні характеристики пластику [15]

Тип пластику	АБС
Щільність	1,02-1,08 г/см ³
Міцність при розтягуванні	35-50 МПа
Міцність при згині	50-87 МПа
Міцність при стисканні	46-80 МПа
Відносне подовження	10-25 %
Усадка (при виготовленні виробів)	0,4-0,7 %

Продовження таблиці 2.2 – Технічні характеристики пластику

Вологопоглинання	0,2-0,4 %
Температура розм'якшення	90-105 °С
Максимальна температура тривалої експлуатації	75-80 °С
Електрична міцність	12-15 МВ/м
Температура самозаймання	395 °С

Кожна фаланга має чітко встановлені розміри. Вони можуть відрізнятись залежно від людини, якій буде розроблений протез. Також, пластик під час 3Д друку може розширитися більше або менше. В зв'язку з цим мають бути встановлені допуски для розмірів фаланг та отворів згідно характеристик пластику. Усадка при виготовленні виробів з АБС пластику становить: 0,4-0,7%. В таблиці 2.3 представлені допуски для розмірів фаланг.

Таблиця 2.3 Допуски для розмірів фаланг

Назва	Допуски
Отвори для болтів (3 мм)	± 0.1 мм
Отвори для пружин (0.4 мм)	± 0.05 мм
Довжина зубців фаланг (10 мм)	± 0.2 мм
Ширина зубців (3.5 мм, 3.9 мм)	± 0.1 мм
Ширина між зубцями середньої фаланги (10.2 мм)	± 0.2 мм
Ширина між зубцями проксимальної та дистальної фаланг (3 мм)	± 0.1 мм

В таблиці 2.4 представлені маси дистальної, середньої, та проксимальної фаланг конструкції протезу пальця в грамах.

Таблиця 2.4 - Маса фаланг

Назва фаланги	Маса
Дистальна	3.41 г
Середня	6.61 г
Проксимальна	5.51 г

Для пружин кручення та обмежуючих дуг (діаметром 0.4 та 0.6 мм) обрана нержавіюча сталь марки AISI 301. Технічні характеристики даної сталі представлені в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 - Технічні характеристики сталі AISI 301 [16]

Межа плинності	205 МПа
Межа міцності	515 МПа
Відносне подовження	40%
Максимальна міцність Бринелля (твердість)	217 НВ

Ліска, за допомогою якої буде проводитися хват, зроблена з нейлону діаметром 0,32 мм. Нейлон є стійким до зносу та зберігає при цьому м'якість і

стійкість до деформації. Технічні характеристики даної ліски представлені в таблиці 2.6.

Таблиця 2.6 - Технічні характеристики нейлонової ліски [17]

Розривне навантаження (d = 0.32 мм)	11.5 кг
Модуль пружності	1100 МПа
Температура допустимої деформації	115 °С
Вологопоглинання	0.7%
Щільність	1.01 г/см ³

Для друку конструкції протезу пальця буде використовуватися 3Д принтер «Ultimaker 2+». Це 3D-принтер, який відрізняється наявністю підігрівання платформи, закритого корпусу і збільшеною робочою камерою. Можливості роботи принтера в тому, що він друкує шарами по 20 мкм. Модель оснащується LED- екраном і має слот USB, завдяки чому на ній можна працювати в тому числі і автономно. Друк ведеться на основі технології наплавлення, при цьому процес практично безшумний.[18]

В таблиці 2.7 представлені технічні характеристики 3Д принтера.

Таблиця 2.7 - Технічні характеристики 3Д принтера [19]

Кількість друкуючих головок	1
Область побудови	223x223x205 мм
Швидкість друку	30-300 мм/сек
Матеріали	PLA, ABS, CPE, CPE+, PC, Nylon, TPU 95A
Діаметр нитки	2.85 мм
Товщина шару	Сопло 0,25 мм: від 150 до 60 мкм Сопло 0,4 мм: від 200 до 20 мкм Сопло 0,6 мм: від 400 до 20 мкм Сопло 0,8 мм: від 600 до 20 мкм
Точність X, Y, Z	12,5; 12,5; 5 мкм
Діаметр сопла	0,25; 0,4; 0,6; 0,8 мм

Пристрій оснащується «Блоком Олсона» (Olsson block), що дозволяє змінювати сопла за лічені хвилини, варіюючи оптимальну товщину шару від 600 мікрон до 20 мікрон. У комплекті представлені чотири сопла - 0.25, 0.4, 0.6, 0.8 мм. Оновлена система подачі пластика забезпечує оптимальний тиск на нитку під час друку, а також спрощує процес заміни нитки, а змінені вентилятори охолодження направляють повітряні потоки безпосередньо на сопло рівномірно по обидва боки [20].

2.2 Креслення конструкцій фаланг

Креслення конструкцій фаланг являє собою графічний конструкторський документ на якому зображено інженерний об'єкт, а також дані, які необхідні для його виготовлення.

В якості середовища для побудови креслення конструкції протезу пальця було обрано SolidWorks. Використовуючи літературні джерела [21-25], буде представлено креслення та вказані відповідні розміри трьох фаланг протезу пальця: проксимальної, середньої і дистальної. Всі розміри подані в міліметрах.

Креслення фаланг зображені у трьох виглядах: спереду, справа та зверху. Отвори діаметром 3 мм призначені для болтів. Отвори на вигляді спереду призначені для металевих дуг, які будуть слугувати обмежувачами для ліски, а отвори на вигляді зверху призначені для закріплення в них кінців пружин кручення.

На рисунку 2.1 зображене креслення дистальної фаланги конструкції протезу пальця. Циліндрична опора діаметром 2 мм, яка знаходиться в центрі даної фаланги, слугує кріпленням для ліски. Ліска знаходиться в жолобі, який проходить по всій довжині фаланг.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
						20
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		

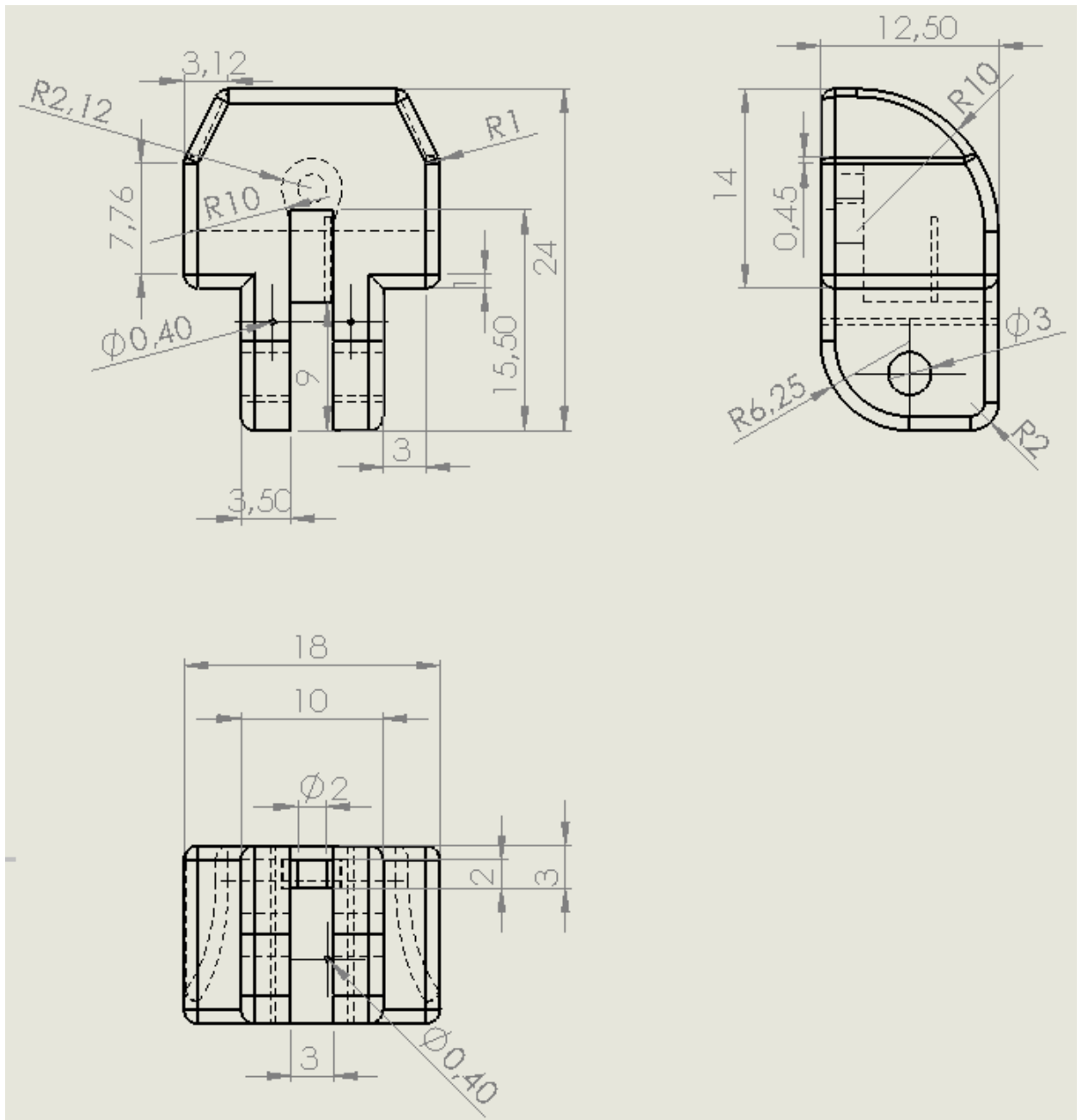


Рисунок 2.1 – Креслення дистальної фаланги

На рисунку 2.2 представлено креслення середньої фаланги конструкції протезу пальця.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

21

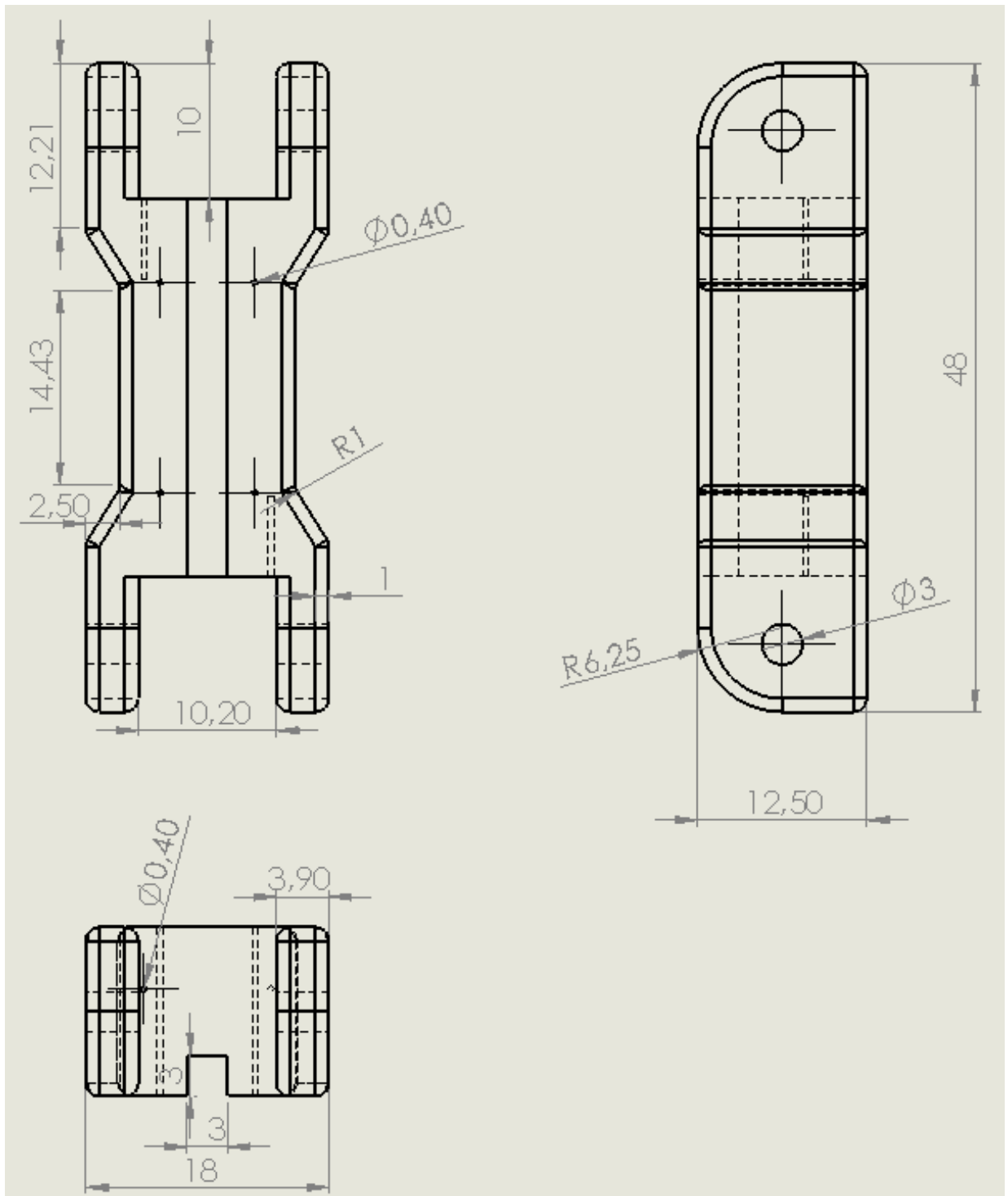


Рисунок 2.2 – Креслення середньої фаланги

На рисунку 2.3 представлено креслення проксимальної фаланги конструкції протезу пальця. Дана фаланга має кріпитися до конструкції протезу кисті.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

22

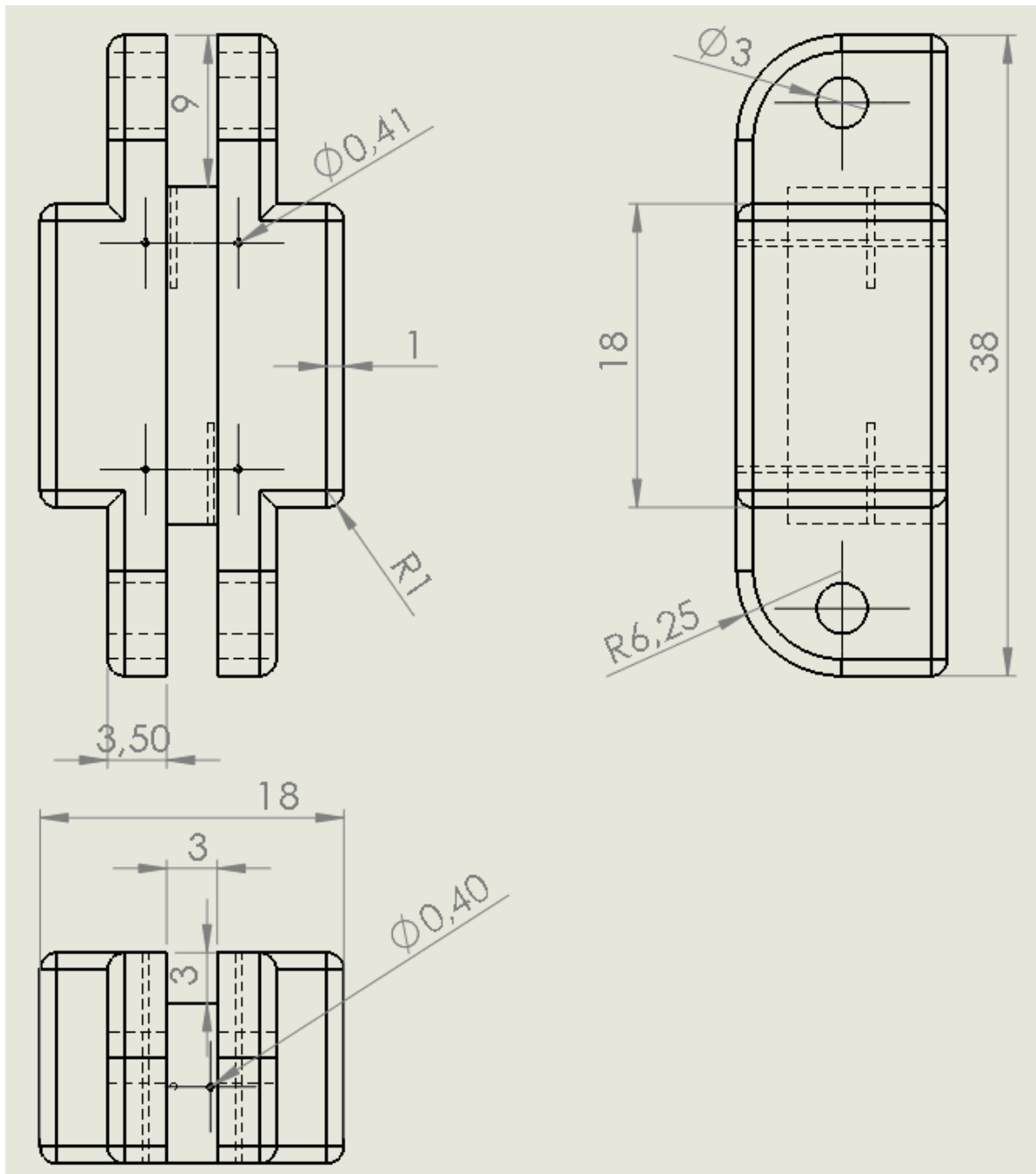


Рисунок 2.3 – Креслення проксимальної фаланги

2.3 Розрахункова схема механізму протеза пальця

Одними з основних частин протеза пальця є пружини кручення, які виконують дію розгинання пальців та болти, які формують шарнірне з'єднання. Для оцінки необхідних силових параметрів необхідно вирішити задачу статички для механічної моделі пальця за умови заданої сили стиснення.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

23

На підставі анатомічної моделі побудована математична модель пальця на площині і складена її розрахункова схема використовуючи літературні джерела [26-30]. На рисунку 2.4 зображена механічна модель пальця. На даному рисунку: $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ - кути між фалангами; О, А, В – точки в яких розміщені болти з пружинами; О – п'ястно-фаланговий суглоб (шарнірно-нерухома опора) К - точка кріплення тяги; F_T – тяга (ліска); М, Н, G, F, E, D' – направляючі кільця; В'М, А''Н, А'G, О''F, О'E, DD' – опори на вершинах яких розміщені направляючі кільця.

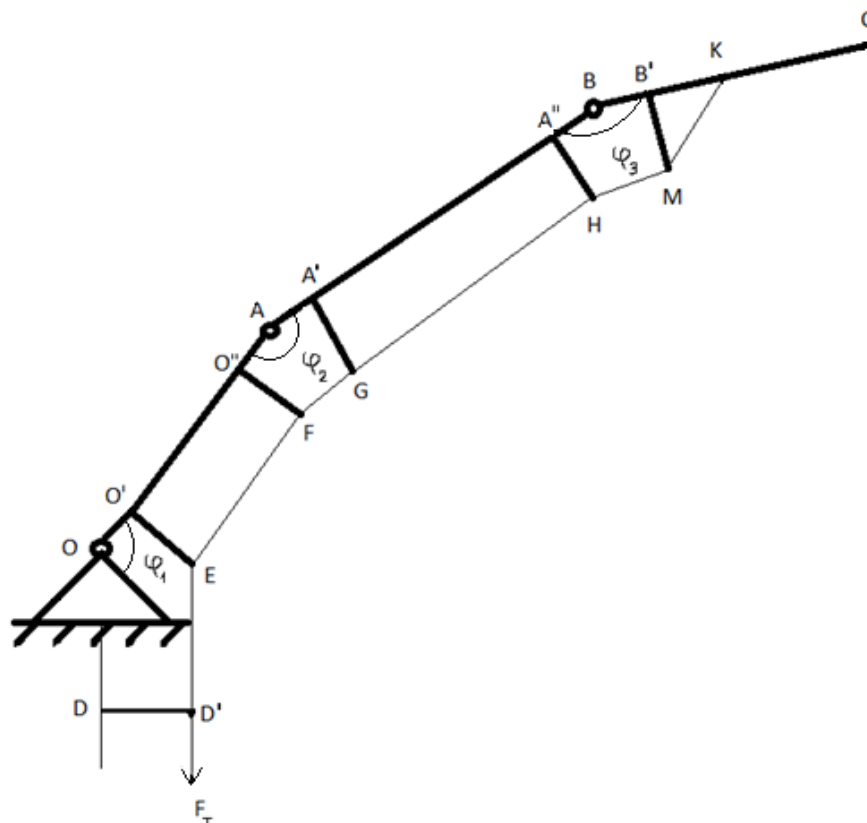


Рисунок 2.4 - Механічна модель пальця

$$F_T \parallel OA, AB$$

Застосуємо принцип звільнення від в'язів, тобто, замінимо їх відповідними реакціями опор. Тертя тяги в кільцях не враховуємо, силою тяжіння нехтуємо через те, що вона набагато менше прикладених сил [26].

Положення частин механізму в просторі будемо ставити кутами між сусідніми фалангами.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

На рисунку 2.5 зображена розрахункова схема. В якій: X, Y – дві компоненти на які розкладене зовнішнє навантаження в відповідній точці; F_t – сила, яка направлена в сторону найближчого шарнірного з'єднання; Θ – кути між направленнями дії сили F_t і продовженням відповідної опори.

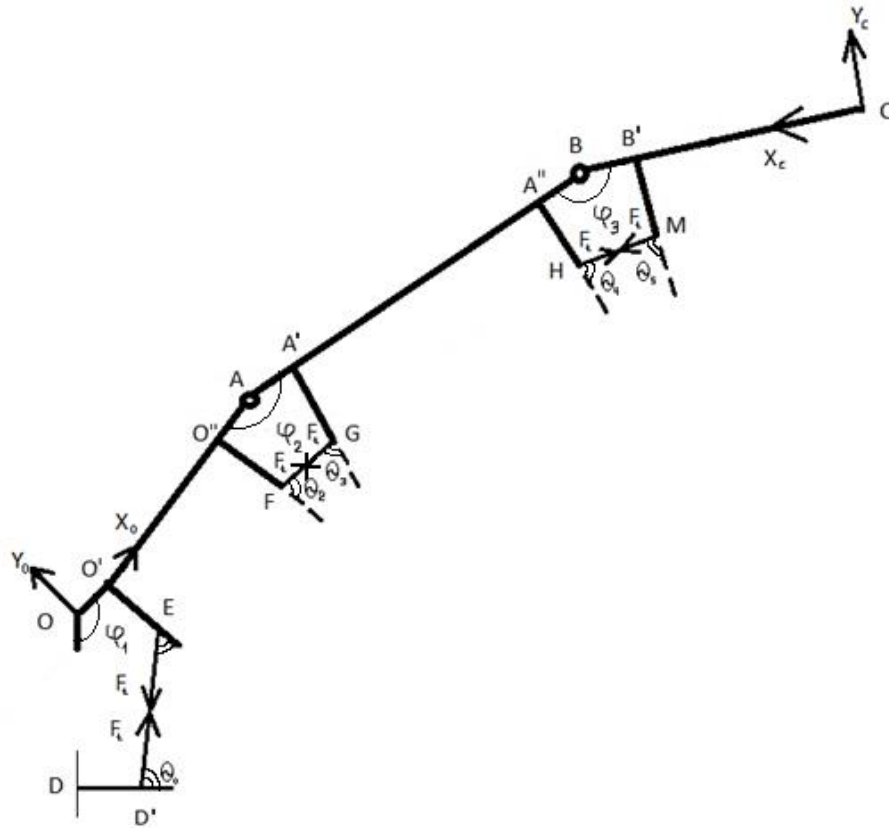


Рисунок 2.5 - Розрахункова схема

Діючі сили на кожному відрізку зі сторони гнучкої в'язі приведено до центрів відповідних відрізків. За допомогою методу Пуансо доповнимо розрахункову схему моментами приєднаних пар сил. Теорема Пуансо звучить таким чином: силу, прикладену до твердого тіла, можна з даної точки, не змінюючи її дії, перенести паралельно самій собі в будь-яку іншу точку тіла (або простору), додаючи при цьому пару з моментом, рівним моменту сили, яку переносять, щодо точки, в яку вона переноситься. Точку, до якої призводять систему сил, називають центром приведення даної системи сил.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

25

Для випадку наведеного на рисунку 2.7 (б) головний вектор сил, наведений до точки S, знаходиться за правилом паралелограма.

На рисунку 2.8 зображений паралелограм приведених сил.

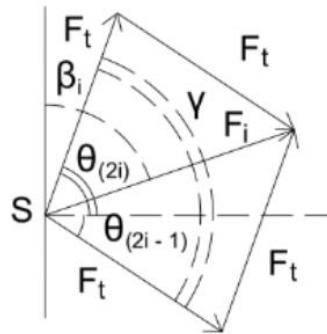


Рисунок 2.8 – Паралелограм приведених сил

З рисунка 2.8 знаходимо:

$$\beta_i = \frac{\pi}{2} + (\Theta_{(2i-1)} - \Theta_{(2i)}) / 2; \beta_i \in \left[\frac{\pi}{4}; \frac{3\pi}{4} \right] \quad (2.5)$$

$$F_t = F_i \sqrt{2} \sqrt{(1 + \cos(\Theta_{(2i)} + \Theta_{(2i-1)}))} \quad (2.6)$$

Таким чином, формула 2.3.1, для кожної ланки буде мати вигляд:

$$F_1 = F_t \sqrt{2} \sqrt{(1 + \cos(\Theta_{(2)} + \Theta_{(1)}))}; K_1(\varphi_2, \varphi_1) = \sqrt{2} \sqrt{(1 + \cos(\Theta_{(2)} + \Theta_{(1)}))} \quad (2.7)$$

$$F_1 = F_t \sqrt{2} \sqrt{(1 + \cos(\Theta_{(4)} + \Theta_{(3)}))}; K_2(\varphi_3, \varphi_2) = \sqrt{2} \sqrt{(1 + \cos(\Theta_{(4)} + \Theta_{(3)}))} \quad (2.8)$$

$$F_3 = F_t; K_2(\varphi_3) = 1 \quad (2.9)$$

Розрахуємо головний момент сил реакції гнучкої в'язі і-ї ланки. Розглянемо в загальному вигляді перший випадок застосування сили реакції гнучкого зв'язку на і - му ланці. Для цього випадку момент сили тяги F_t відносно точки S центру і - ї ланки $M_i(F_t)$ знайдемо з трапеції $X''X'SW$, зображеної на рисунку 2.9.

2.4 Розробка 3Д моделі

В ході розробки конструкції протезу пальця стоїть питання в виборі програмного забезпечення для побудови 3Д моделі, готової для друку її на 3Д принтері. Виявлено декілька програм для вирішення поставленої задачі.

Було обрано програмний комплекс SolidWorks. Даний продукт має широкий функціонал для вирішення інженерних задач, також вибір зумовлений можливістю проведення експерименту з навантаження, в даному програмному комплексі, а також можливістю збереження файлу у форматі STL, який необхідний для 3Д друку конструкції. Розробка буде проводитися керуючись літературними джерелами [31-35].

SolidWorks є потужним інструментом для 3Д моделювання та автоматизованого проектування складних виробів різного призначення. Це повноцінний набір для конструювання виробів в цифровому вигляді, який містить в собі безліч додаткових інструментів, що дозволяють проводити над моделлю віртуальні технічні випробування [35].

На рисунку 2.11 зображена 3Д модель корпусу дистальної фаланги конструкції протезу пальця.

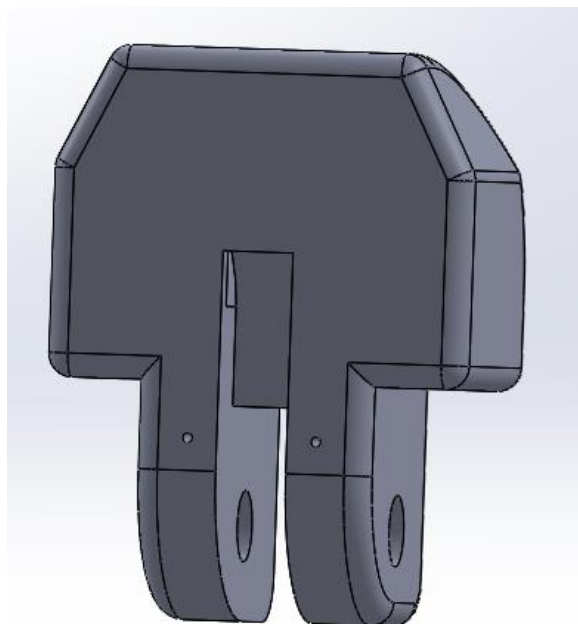


Рисунок 2.11 – 3Д модель корпусу дистальної фаланги

На рисунку 2.12 зображена 3Д модель корпусу середньої фаланги конструкції протезу пальця.

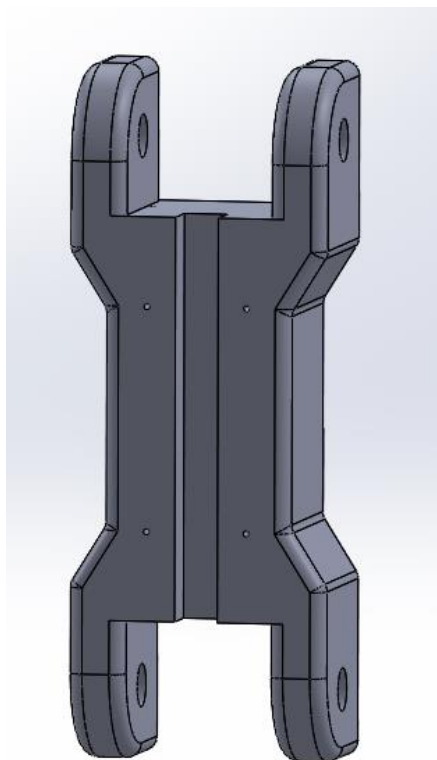


Рисунок 2.12 – 3Д модель корпусу середньої фаланги

На рисунку 2.13 зображена 3Д модель корпусу проксимальної фаланги конструкції протезу пальця.

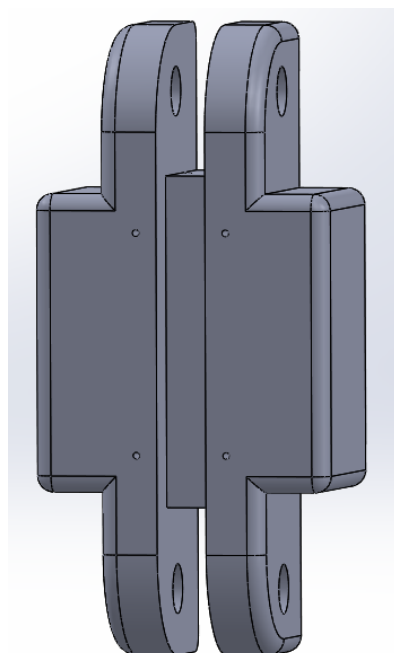


Рисунок 2.13 – 3Д модель корпусу проксимальної фаланги

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

32

На рисунку 2.14 зображена 3Д модель зборки конструкції протезу пальця. Літерами А, В, С, D позначені фаланги. А - дистальна фаланга; В – середня фаланга; С – проксимальна; D – не є частиною протезу пальця, а відноситься до конструкції протезу кисті. Дана частина зображена щоб показати як буде кріпитися проксимальна фаланга до кисті.

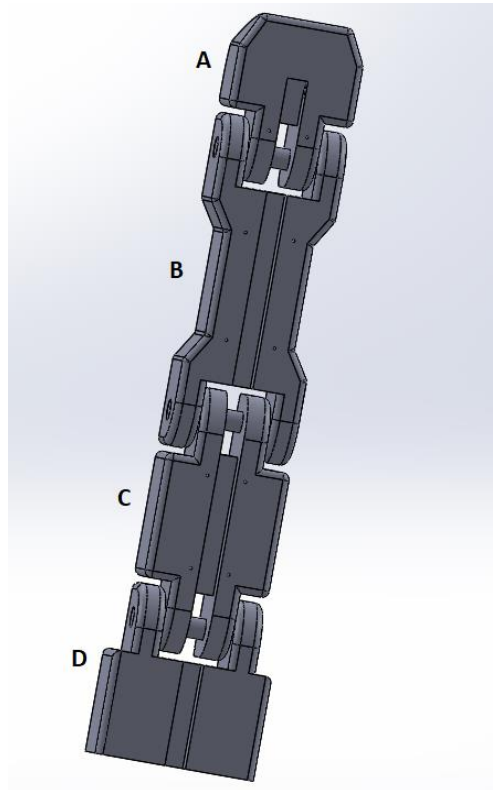


Рисунок 2.14 – 3Д модель зборки конструкції протезу пальця

На рисунку 2.15 представлений хват протезу пальця з довільними кутами між фалангами.

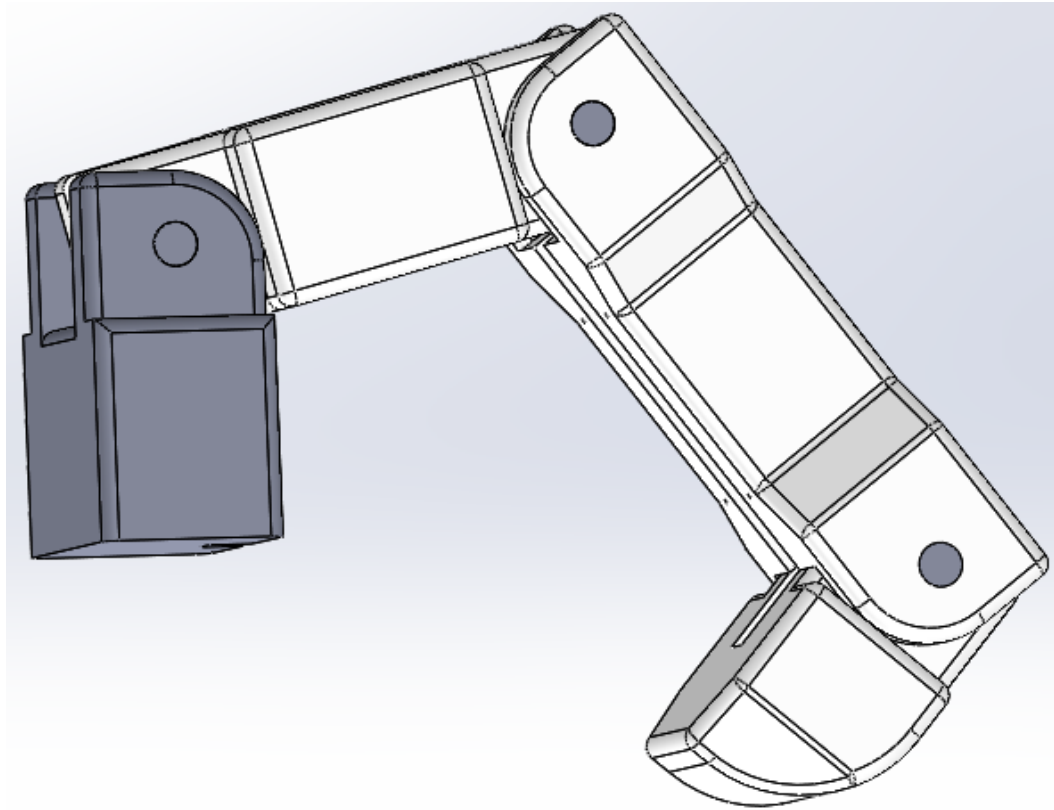


Рисунок 2.15 – Хват протезу пальця

2.5 Експеримент з навантаження на конструкцію фаланг

Експеримент з навантаження буде проводитися в середовищі SolidWorks керуючись літературними джерелами [31-37]. За допомогою інструменту SimulationXpress. Для проведення навантаження була обрана найбільш уразлива фаланга – проксимальна.

Тип аналізу: статичний. Об'єкт розглядається як тверде тіло. На конструкцію буде діяти сила 1 Н.

Об'ємні властивості:

- маса: 0.00551901 кг
- маса: 0.0540863 Н
- об'єм: 5.41079e-006 м³
- щільність: 1020 кг/м³

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

34

На рисунку 2.16 показані місця прикладення сил на об'єкт, а саме: передня частина фаланги та отвори для болтів.

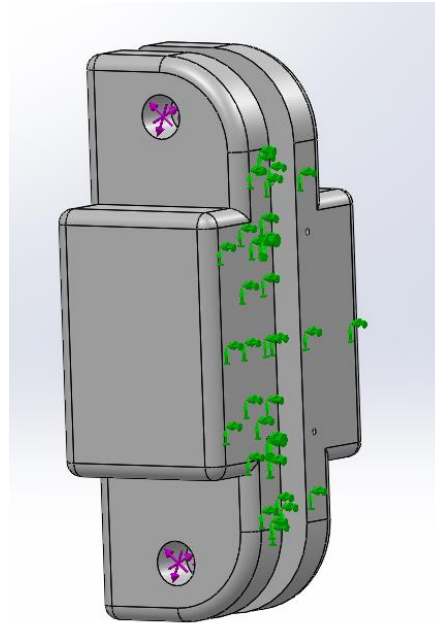


Рисунок 2.16 - Навантаження на об'єкт

Процес починається зі створення геометричної моделі. Потім програма ділить модель на маленькі частини простої форми (елементи), з'єднані в загальних точках (вузлах). Програми аналізу кінцевих елементів розглядають модель як мережу дискретних пов'язаних між собою елементів. Створення сітки - дуже важливий етап в аналізі конструкцій. Автоматичний створювач сітки в програмі створює сітку на основі глобального розміру елемента, допуску та характеристик локального управління сіткою. Управління сіткою дозволяє задати різні розміри елемента для компонентів, граней, кромek і вершин.[36]

Програма визначає розмір елемента для моделі, беручи до уваги її обсяг, площа поверхні та інші геометричні характеристики. Розмір створюваної сітки (кількість вузлів і елементів) залежить від геометрії і розмірів моделі, допуску сітки, параметрів управління сіткою і характеристик контакту. На ранніх стадіях аналізу конструкцій, де можуть підійти приблизні результати, можна задати більший розмір елемента для більш швидкого вирішення. Для більш точного рішення може знадобитися менший розмір елемента.[37]

В таблиці 2.8 представлена інформація про сітку.

Таблиця 2.8 - Інформація про сітку

Тип сітки	Сітка на твердому тілі
Виконане розбиття	Стандартна сітка
Автоматичне ущільнення сітки	Off
Включити автоцикли сітки	Off
Точки якобіана	4 точки
Розмір елемента	1.75629 мм
Допуск	0.0878144 мм
Епюра якості сітки	Висока

В таблиці 2.9 представлена деталізація сітки.

Таблиця 2.9 - Деталізація

Всього вузлів	29012
Всього елементів	19027
Максимальне співвідношення сторін	15.844
% елементів зі співвідношенням сторін <3	90.1
% елементів зі співвідношенням сторін > 10	0.237
Спотворених елементів (Якобіан)	0

На рисунку 2.17 представлена сітка на твердому тілі.

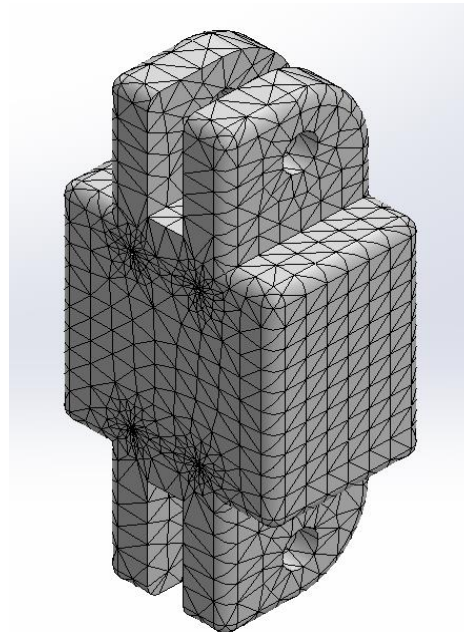


Рисунок 2.17 – Сітка на твердому тілі

Коефіцієнт якобіана параболічного тетраедрального елемента при розташуванні всіх середніх вузлів точно на середині прямих кромek дорівнює 1,0. Коефіцієнт якобіана зростає зі збільшенням кривизни кромek. Коефіцієнт якобіана на точці всередині елемента надає міру ступеня спотворення елемента в цьому місці. Програма розраховує коефіцієнт якобіана на обраній кількості гауссових точок для кожного тетраедрального елемента. Програма автоматично

налаштовує положення середніх вузлів спотворених елементів, щоб переконатися, що всі елементи проходять Якобієву перевірку. [37]

Результатами дослідження є напруження, переміщення та деформація об'єкта.

На рисунку 2.18 представлено статичне вузлове напруження на об'єкт.

Тип епюри: статичне вузлове напруження. Шкала деформації: 60356.8.

Напруження:

- мінімальне: $3.454e+002$ Н/м², вузол: 22466;
- максимальне: $6.368e+004$ Н/м², вузол: 26030.

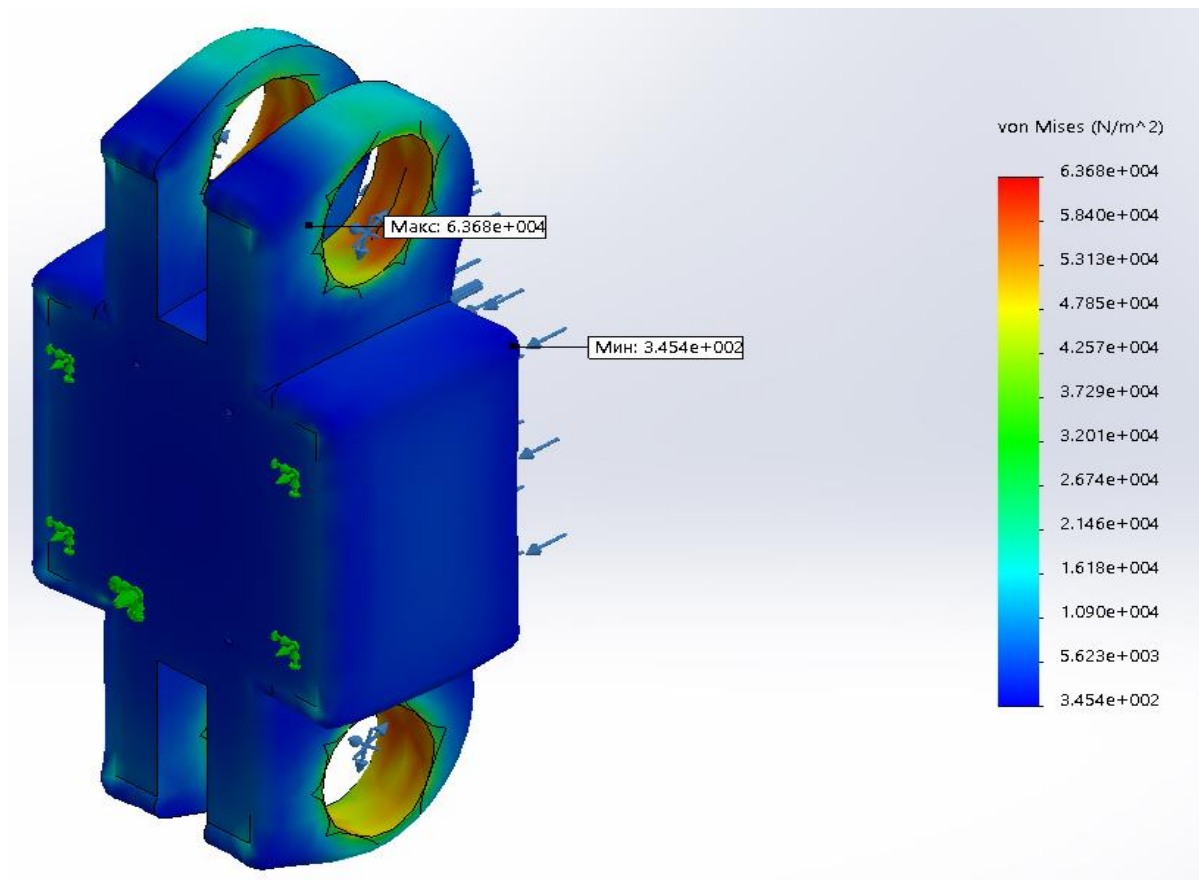


Рисунок 2.18 – Напруження на об'єкт

На рисунку 2.19 представлено статичне переміщення об'єкта під дією сили.

Тип епюри: Статичне переміщення. Шкала деформації: 60356.8.

Результуюче переміщення:

- мінімальне: 0 мм, вузол: 75;
- максимальне: $6.588e-005$ мм, вузол: 2640.9.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

37

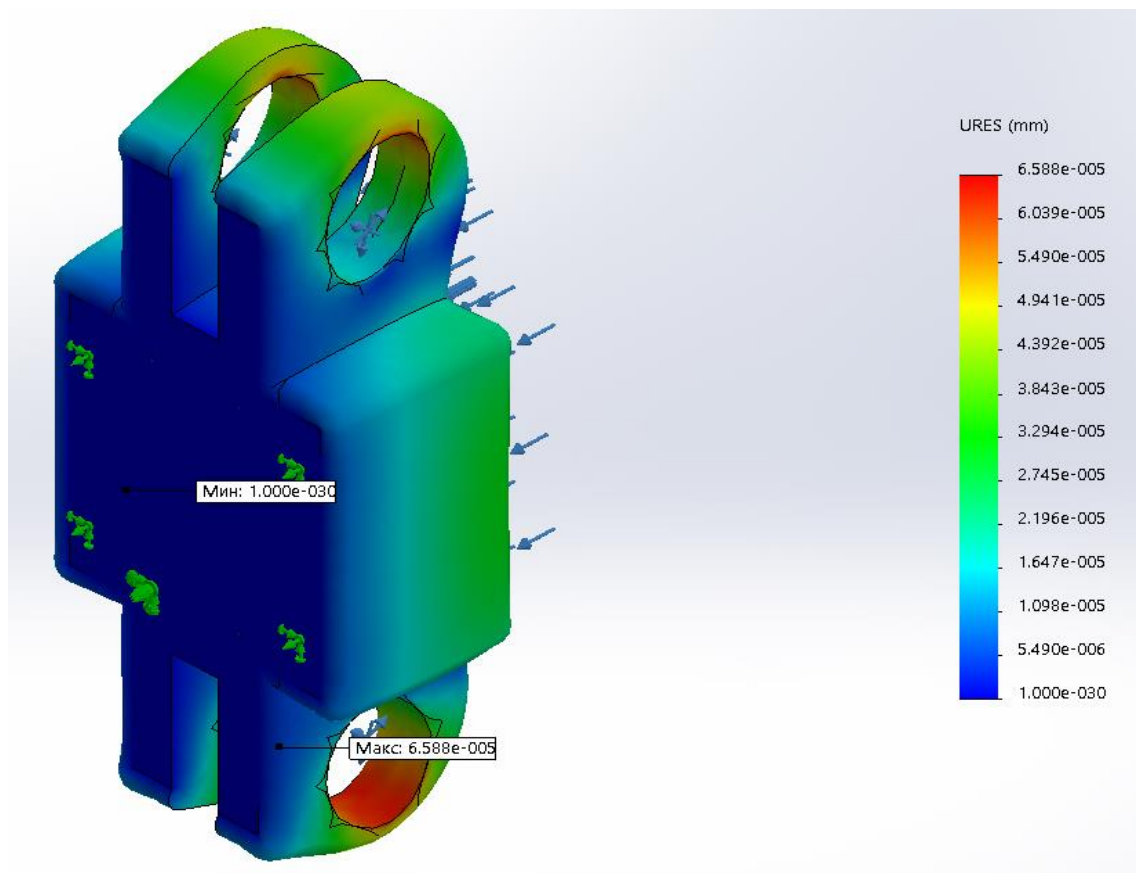


Рисунок 2.19 – Переміщення об'єкта

На рисунку 2.20 представлена деформована форма об'єкта після прикладення навантаження.

Тип епюри: деформована форма. Шкала деформації: 60356.8.

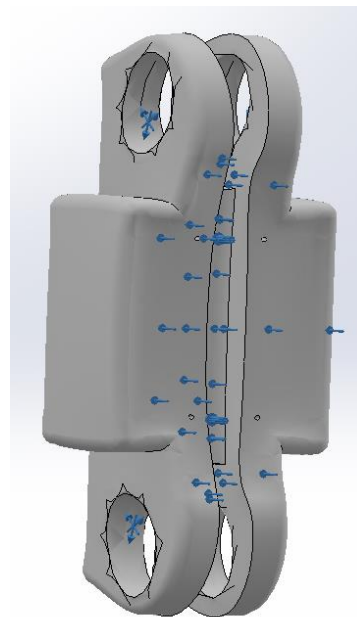


Рисунок 2.20 – Деформація об'єкта

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

38

Висновки до розділу 2

В даному розділі висвітлена практична частина роботи. Було розроблене технічне завдання, яке включає: склад об'єктів, технічні характеристики матеріалів, допуски на розміри фаланг, а також технічні характеристики 3Д принтера. Було розроблене креслення в середовищі SolidWorks, яке зображене у трьох виглядах: спереду, справа та зверху. Побудована розрахункова схема механізму протеза пальця в умовах статичної рівноваги, застосовуючи метод Пуансо. Рішення отриманої системи дозволить оцінити потужність і швидкість необхідні для натягнення ліски. В програмному комплексі SolidWorks були розроблені 3Д моделі кожної фаланги протезу пальця, а також проведенене навантаження на найбільш уразливу фалангу.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		39

РОЗДІЛ 3
ОХОРОНА ПРАЦІ

3.1 Технічні характеристики конструкції протезу пальця

В даній роботі проектується конструкція протезу пальця людини. Він призначений для заміщення втрачених функції при ампутації пальця. Даний протез є складовою повного протезу руки і кріпиться до його механічної частини, він не імплантується безпосередньо в організм людини, а може контактувати з поверхнею шкіри.

В таблиці 3.1 представлені характеристики конструкції протезу пальця

Таблиця 3.1 – Характеристики конструкції протезу пальця

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1.	Дистальна фаланга	Матеріал: АБС пластик	1	1
2.	Середня фаланга	Матеріал: АБС пластик	1	2
3.	Проксимальна фаланга	Матеріал: АБС пластик	1	3
4.	Пружина крутіння	Матеріал: нержавіюча сталь Навивка: права	3	4
5.	Ліска	Матеріал: нейлон	1	5
6.	Гвинт - гайка	Матеріал: нержавіюча сталь Хід гвинта: 8 мм, 4 заходи	3	6

Всі складові частини протезу та їх з'єднання зображені на рисунку 3.1.1.

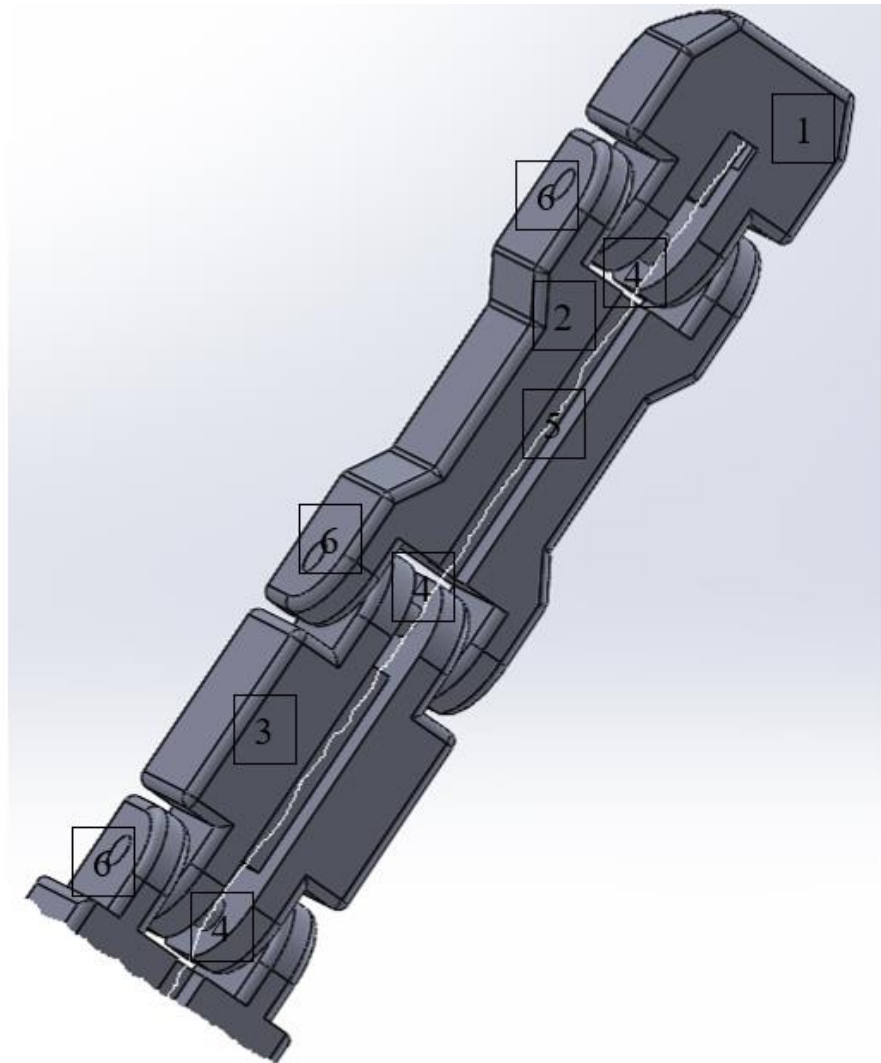


Рисунок 3.1 – Модель конструкції протезу пальця. 1 - дистальна фаланга; 2 - середня фаланга; 3 - проксимальна фаланга; 4 - пружина крутіння; 5 – ліска; 6- гвинт – гайка.

Хват даного протезу відбувається за допомогою натягнення ліски.

3.2 Аналіз потенційних небезпек та розробка заходів безпеки

В результаті функціонування даного протезу пальця можуть виникати механічні небезпеки, а також біологічні. Дана конструкція не є електро- і пожежонебезпечною.

Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата

БМ62.05.2505.1191

Лист

41

3.2.1 Небезпека механічних пошкоджень

В таблиці 3.2 наведені джерела високого тиску, гострі кромки, розрив ліски та нерівності установки, що можуть призвести до механічних пошкоджень.

Таблиця 3.2 – Джерела та наслідки впливу механічних факторів

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Передача гвинт - гайка	Гострі кромки	Гострі грані	Порізи користувача
2.	Передача гвинт - пружина	Високий тиск	Рухомі частини	Травми користувача
3.	Ліска	Розрив	Гострі краї	Порізи користувача

В таблиці 3.3 наведені нормативи щодо небезпечних факторів.

Таблиця 3.3 – Нормативні та реальні значення механічних факторів

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1.	Передача гвинт -гайка	Відкриті	Закриті/відсутні
2.	Тиск створений рухомими частинами	0.6 МПа	Не більше 1.2 МПа
3.	Розрив ліски	0 - 5 кг	Не більше 11.5 кг

Наведені в таблиці 3.4 заходи безпеки попереджають можливість травмування гострими кромками, високим тиском та нерівностями. Також наведені заходи допоможуть захистити механізми від зовнішнього впливу, що означає подовження терміну експлуатації та зменшення зносу.

Таблиця 3.4 – Заходи безпеки

№	Група нумературних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Корпус для передачі гвинт-гайка	Обмеження до передачі з гострими кромками.
		Корпус для передачі гвинт - пружина	Обмеження до передачі з високим тиском
		Корпус для ліски	Обмеження до ліски
2.	Організаційні заходи	Інструкція по експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації

Продовження таблиці 3.4 - Заходи безпеки

3.	Режимні	Не передбачені	
4.	Експлуатаційні	Повірка створюваних сил та моментів	Достовірність інформації
5.	ЗІЗ	Не передбачені	

3.2.2 Біологічні небезпеки

В таблиці 3.5 наведені джерела біологічних небезпек

Таблиця 3.5 – Джерела та наслідки впливу факторів біологічних небезпек

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Корпуси фаланг	АВС пластик	Потрапляння мікрочастинок під шкіру	Загнивання подразнюючі та канцерогенні ефекти.
2.	Передача болт-пружина	Металева стружка	Потрапляння мікрочастинок під шкіру	Загнивання подразнюючі та канцерогенні ефекти.

В таблиці. 3.6 наведені заходи безпеки, які попереджають можливість впливу факторів біологічних небезпек.

Таблиця 3.6 – Заходи безпеки

№	Група нумературних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Чохол для культі	Обмеження потрапляння часток на шкіру
2.	Організаційні заходи	Інструкція по експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації
3.	Режимні	Не передбачені	
4.	Експлуатаційні	Повірка цілісності конструкції	Достовірність інформації
5.	ЗІЗ	Не передбачені	

3.3 Інструкція з експлуатації протезу пальця руки на тяговій основі

1. Не встановлювати протез без ознайомлення з інструкцією
2. Перед використанням оглянути конструкцію на відсутність видимих пошкоджень. У разі виявлення пошкоджень встановлювати та експлуатувати даний протез заборонено!

В разі виявлення несправності і/або пошкодження механізму протезу чи його складових ви маєте звернутися до інженера з обслуговування даного протезу та повідомити про несправність.

3.4 Висновок до розділу 3

В даному розділі була розглянута конструкція протезу пальця руки на тяговій основі та проаналізовані можливі фізичні небезпеки. Розділ розроблявся керуючись літературними джерелами [38-39].

Конструкція даного приладу, в цілому, не є небезпечною, проте за неправильної експлуатації можливо травмуватися її механічною частиною та завдати негативного впливу з боку біологічних факторів. Безпека з боку механічної частини може бути підвищена за рахунок запобігання потрапляння частин тіла в рухомі частини механізму, а з боку біологічної – за рахунок контролю цілісності конструкції та запобігання потрапляння часток в тіло людини.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		44

ВИСНОВКИ

В ході виконання дипломної роботи були проаналізовані літературні джерела, які стосуються розвитку протезування кінцівок. Був проведений огляд існуючих видів протезів та перспективи їх розвитку. Також були обрані матеріали для конструювання та був обґрунтований вибір методик розробки.

Технічне завдання розроблене з урахуванням складу об'єкту розробки, технічних характеристик матеріалів, допусків на розміри фаланг, а також технічних характеристик 3Д принтера. Для встановлення основного призначення та показників технічних норм.

Розроблені в середовищі SolidWorks креслення, представляють собою інженерні рисунки для розуміння будови конструкції з вказаними розмірами.

Розрахункова схема механізму протеза пальця в умовах статичної рівноваги була розроблена для оцінки необхідних силових параметрів механічної моделі пальця за умови заданої сили стиснення, використовуючи метод Пуансо.

Були обрані відповідні матеріали для кожної складової конструкції. 3Д моделі кожної фаланги були розроблені в середовищі SolidWorks та зібрані у зборку.

Здійснено та описано експеримент з навантаження на проксимальну фалангу, використовуючи інструмент SimulationXpress, програмного продукту SolidWorks.

В розділі охорони праці було проведено аналіз потенційних небезпек та розроблені заходи безпеки для конструкції протезу пальця. Наведені джерела та наслідки впливу різних факторів небезпек.

Даний протез пальця побудований на тяговій основі, але з можливістю комбінування з електричною складовою. Тобто, його можна використовувати як повністю механічний тяговий протез, а також є можливість встановлення біонічної частини, яка б зчитувала електричну активність м'язів, а електродвигун

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		45

натягував би ліску, дана конструкція є найбільш подібною до анатомічної. Це робить даний протез проміжним між механічними та біонічними видами протезів.

Конструкція даного протезу є легкою в зборці та експлуатації, Для виготовлення фаланг під час 3Д друку використовується тільки один вид пластику, що значно спрощує його виготовлення.

Всі елементи даної конструкції не піддаються корозії та є безпечними при правильному користуванні. Всі складові легко знімаються та замінюються. З огляду на це конструкція даного протезу легко піддається ремонту.

					БМ62.05.2505.1191	Лист
Вим.	Лист	№ докум	Підпис	Дата		46

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Биопротезирование. История и современность [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=28969>.
2. История имплантируемой техники [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://habr.com/ru/post/400695/>.
3. История протезирования конечностей [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://uteka.ru/articles/fakty/istoriya-protezirovaniya-konechnostey/>.
4. Виды протезов рук [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://motorica.org/vidy-protezo-v-ruk>.
5. Протези кінцівок [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://khkerop.com.ua/uk/produktsiya/protezno-ortopedicheskie-izdeliya/protezy-konechnostej/>.
6. Бионический протез руки [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://boomstarter.ru/projects/221181/bionicheskiy-protez-ruki-maxbionics>.
7. Кужекин А. П. Конструкции протезно-отопедических изделий. — М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984. — 240 с.
8. Протезування верхніх кінцівок [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://orto-lux.com.ua/protezuвання-verhnih-kintsivok/>.
9. Протезы рук: виды и перспективы развития [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://vils.ru/articles/protezy-ruk-vidy-i-perspektivy-razvitiya/>.
10. Милюков А.Ю., Белошапкин А.Ю., Пронских А.А., Агаджанян В.В. Перспективы развития ортезирования и протезирования при политравме в условиях многопрофильного стационара// журнал Политравма 2006, №2.

11. Сравнение ABS, PLA, SBS, PETG. Различие пластиков: свойства, хранение, применение [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://rusabs.ru/blogs/blog/razlichie-mezhdu-abs-i-pla-dlya-3d-pechati>.
12. Подробный гид по выбору пластика для 3D-печати [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://top3dshop.ru/blog/podrobnyj-gid-po-vyboru-plastika-dlja-3d-pechati.html>.
13. Описание и марки полимеров [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.polymerbranch.com/catalog/view/8/453.html#v453>.
14. Сталь для изготовления пружин [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.globus-stal.ru/articles/stal-dlya-izgotovleniya-pruzhin/>.
15. Строение АБС пластика [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://is.gd/1CzrZq>.
16. Нержавеющая сталь AISI 301 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://krasnodar.mvsteel.ru/spravochnik/import-stali/aisi-301/>.
17. Свойства нейлона [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://techelectro.ru/info/arts/ties/nylone/>.
18. Описание 3D-принтера «Ultimaker 2+ [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://3dtoday.ru/3d-printers/ultimaker-b-v/ultimaker-2plus>.
19. Руководство пользователя по установке и эксплуатации 3D-принтера «Ultimaker 2+ [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://ultimaker.com/download/19607/UserManual-UM2Extended%2B_RU.pdf.
20. 3D-принтер Ultimaker 2 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://3dprofy.ru/3d-printer-ultimaker-2/>.
21. Суворов, С. Г. Машиностроительное черчение в вопросах и ответах. Справочник / С.Г. Суворов, Н.С. Суворова. - М.: Машиностроение, 1985. - 348 с.
22. Уваров, А. С. 2D-черчение в AutoCAD. Самоучитель / А.С. Уваров. - М.: ДМК Пресс, 2010. - 400 с.
23. Чекмарев, А. А. Инженерная графика. Машиностроительное черчение / А.А. Чекмарев. - М.: ИНФРА-М, 2011. - 400 с.

24. Чекмарев, А. А. Начертательная геометрия и черчение / А.А. Чекмарев. - М.: Юрайт, 2011. - 480 с.
25. Климачева, Татьяна AutoCAD. Техническое черчение и 3D-моделирование / Татьяна Климачева. - М.: БХВ-Петербург, 2008. - 912 с.
26. Тарг С.М. Краткий курс теоретической механики. – М.: Высшая школа, 1986. – 416 с.
27. Appel P. Теоретическая механика: Динамика системы. Аналитическая механика. В 2 т-х: Т 2. – М.:Физматгиз, 1960. – 488 с.
28. Градецкий В.Г. Кинематическая модель экзоскелета руки человека и определение ошибки позиционирования / В.Г. Градецкий, И.Л. Ермолов, М.М. Князьков, Е.А. Семенов, А.Н. Суханов // Мехатроника, Автоматизация, Управление. – 2014. – № 5 (158) – С. 37-41.
29. Weir RF. Design of artificial arms and hands for prosthetic applications. In: Kutz M, editor. Standard handbook of biomedical engineering and design. New York (NY): McGraw-Hill; 2003. p. 32.1–32.59.
30. N.Dechev, Cleghorn W.L., Naumann S / Vultiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand/ Mechanism and Machine Theory 2001.
31. Алямовский, А.А. SolidWorks 2007/2008. Компьютерное моделирование в инженерной практике / А.А. Алямовский. - М.: СПб: БХВ-Петербург, 2008. - 192 с.
32. Большаков, В. 3D-моделирование в AutoCAD, КОМПАС-3D, SolidWorks, Inventor, T-Flex / В. Большаков, А. Бочков, А. Сергеев. - М.: Книга по Требованию, 2010. - 336 с.
33. Ханов Г.В., Безрукова Т.В. 3D моделирование в инженерной графике – Москва 2015.
34. Новые возможности SOLIDWORKS 2018. Оптимизация топологии пластины [Электронный ресурс]. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: https://help.solidworks.com/2018/russian/WhatsNew/c_topology_optimization_plate.htm.

35. SolidWorks 2017: в жизни всегда есть место новому [Электронный ресурс].
 – 2019. – Режим доступа до ресурсу:
http://isicad.ru/ru/articles.php?article_num=18820.
36. Быканова А. Ю., Старков А. В. Основы SolidWorks. Построение моделей деталей / Быканова А. Ю., Старков А. В.; учебно-методическое пособие. – Владивосток : ДВГТУ, 2009. – 120 с.
37. Инженерный анализ в среде SolidWorks Simulation [Электронный ресурс]
 – Режим доступа до ресурсу: <https://sapr.ru/article/21810>.
38. Демчук Г. В. Охорона праці та цивільний захист. Конспект лекцій. / Г. В. Демчук. – Київ, 2018. – 84 с. – (Національний технічний університет України “КПІ ім. Ігоря Сікорського”).
39. Демчук Г. В. Методичні вказівки до виконання розділу "Охорона праці" в дипломних проектах для студентів Факультету біомедичної інженерії / Гліб Вікторович Демчук. – Київ: НТУУ "КПІ ім. І. Сікорського", 2016. – 37 с.