МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ ІНСТИТУТ
КАФЕДРА КОНСТРУЮВАННЯ МАШИН

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____Олександр САЛЕНКО
«___»_____2026 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеню бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Конструювання та дизайн машин»
спеціальності 131 «Прикладна механіка»

на тему: «Протез верхньої кінцівки»

Виконала: студентка IV курсу групи МК-22 Саюк Анастасія Юріївна
Керівник: к.т.н., доц. Слободянюк Іванна Валентинівна

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

Київ-2026 рік

Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського”
Навчально-науковий Механіко-машинобудівний інститут
Кафедра конструювання машин

Рівень вищої освіти _____перший (бакалаврський)_____

Спеціальність _____**131 Прикладна механіка**_____

(код і назва)

Освітньо-професійна програма _____**«Конструювання та дизайн машин»**

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
____Олександр САЛЕНКО
(підпис) (ініціали, прізвище)
“____” _____ 2026 р.

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ СТУДЕНТУ

Саюк Анастасії Юріївні
(прізвище, ім’я, по батькові)

1. Тема проекту Протез верхньої кінцівки
керівник проекту: Слободянюк Іванна Валентинівна к.т.н., доцент
(прізвище, ім’я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від **“ 1 ” червня 2026 року** № 2019-с
2. Термін подання студентом проекту: 12 червня 2026
3. Вихідні дані до проекту: Розробити конструкцію протезу верхньої кінцівки яка складається з гільзи, фіксатора і функціональної насадки. Виготовлення адитивним способом. Матеріали – біосумісні пластики. Кріпильні елементи стандартизовані.
4. Зміст пояснювальної записки: Аналіз і порівняння існуючих конструкцій протезів верхніх кінцівок, розроблення та моделювання конструкції протезу верхньої кінцівки, аналіз елементів конструкції на міцність, технологія виготовлення
5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов’язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо) 1. Аналіз і порівняння існуючих конструкцій; 2

Кресленики компонентів та складальні кресленики; 3 Напружено-деформований стан гільзи; 4 Напружено деформований стан насадки «гак»; 5 Технологічний процес виготовлення насадки «гак»; 6 Технологічний процес виготовлення гільзи

6. Консультанти розділів проекту

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Джулій Дмитро Юрійович	**19.05.2026**	**25.05.2026**

7. Дата видачі завдання 02.03.2026

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Строк виконання етапів проекту	Примітка
1	Отримання теми дипломного проєкту, ознайомлення з літературою.	02.03 – 30.03.2026	виконано
2	Дослідженя та аналіз існуючої конструкції	31.03 – 6.04.2026	виконано
3	Аналіз матеріалів та технологій виготовлення протезів	7.04-13.04.2026	виконано
4	Розроблення 3D-моделей	14.04 – 11.05.2026	виконано
5	Аналіз напружено-деформованого стану та оцінка міцності елементів конструкції протеза	12.05 – 18.05.2026	виконано
6	Розробка технологічного процесу виготовлення протезу. Вибір обладнання, обґрунтування вибору FDM-друку.	19.05 – 25.05.2026	виконано
7	Оформлення записки та робочих креслеників	26.05 – 10.06.2026	

Студент:

Керівник проекту:

РЕФЕРАТ

Дипломний проєкт присвячено створенню модульного протеза верхньої кінцівки з використанням передових технологій реверс-інжинірингу та адитивного виробництва. Метою роботи є розробка конструкції та технологічного процесу виготовлення елементів протеза, що враховує анатомо-морфологічні особливості кукси пацієнта, забезпечує високий рівень комфорту при тривалій експлуатації та є придатним для відтворення на інженерних 3D-принтерах із сучасних біосумісних полімерів.

У роботі проаналізовано існуючі класифікації та типи протезів верхніх кінцівок, сформульовано загальні медико-технічні, біомеханічні та ергономічні вимоги до приймальних гільз та робочих органів. Проведено порівняльну характеристику функціональних особливостей жорстких і «м'яких» гільз. Обґрунтовано вибір конструкційних матеріалів: термопластичного еластомеру TPU для тіла адаптивного рукава-основи та ударостійкого пластику PETG для функціональної насадки і механізму фіксації.

Розроблено параметричні тривимірні CAD-моделі приймальної гільзи з оптимальною перфорацією, механізму швидкої фіксації змінних насадок та пасивної насадки типу «гак» із рухомим пальцем-важелем. Проєктування та збірка виконувалися у програмному середовищі Autodesk Inventor Professional. За допомогою методу скінченних елементів проведено розрахунки напружено-деформованого стану складових конструкції під дією статичних експлуатаційних навантажень.

Розроблено технологічний процес адитивного виготовлення деталей. Визначено раціональні параметри друку з урахуванням анізотропії шаруватих пластиків

Ключові слова: протез передпліччя, приймальна гільза, Autodesk Inventor, Bambu Studio, FDM-друк, TPU, PETG, перфорація, функціональна насадка.

ABSTRACT

This diploma project focuses on the development of a modular upper limb prosthesis using advanced reverse engineering and additive manufacturing technologies. The aim of the work is to develop a design and manufacturing process for prosthetic components that takes into account the anatomical and morphological characteristics of the patient's stump, ensures a high level of comfort during prolonged use, and is suitable for fabrication on engineering 3D printers using modern biocompatible polymers.

The paper analyzes existing classifications and types of upper limb prostheses and formulates general medical-technical, biomechanical, and ergonomic requirements for socket liners and working components. A comparative analysis of the functional characteristics of rigid and "soft" sleeves is presented. The choice of construction materials is justified: TPU thermoplastic elastomer for the body of the adaptive base sleeve and impact-resistant PETG plastic for the functional attachment and locking mechanism.

Parametric three-dimensional CAD models were developed for the receiving sleeve with optimal perforation, the quick-release mechanism for interchangeable nozzles, and a passive "hook"-type nozzle with a movable lever finger. Design and assembly were performed in the Autodesk Inventor Professional software environment. Using the finite element method, calculations of the stress-strain state of the structural components under static operational loads were performed.

A manufacturing process for the additive manufacturing of parts has been developed. Optimal printing parameters have been determined, taking into account the anisotropy of layered plastics.

Keywords: forearm prosthesis, socket, Autodesk Inventor, Bambu Studio, FDM printing, TPU, PETG, perforation, functional attachment.

ЗМІСТ

ВСТУП..... 8
1. АНАЛІЗ І ПОРІВНЯННЯ ІСНУЮЧИХ КОНСТРУКЦІЙ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК 10
1.1 Поняття та основні види протезів верхніх кінцівок 10
1.2 Загальні функціональні вимоги до протеза верхньої кінцівки 12
1.3 Порівняльний аналіз функціональних протезів верхніх кінцівок..... 13
1.4 Порівняльний аналіз протезів верхніх кінцівок з жорсткою та «м'якою» приймальною гільзою 17
1.5 Протези з м'якими адаптивними рукавами 19
1.6 Зняття мірок для проєктування приймальної гільзи 21
Висновок до розділу 1..... 23
2. РОЗРОБЛЕННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ КОНСТРУКЦІЇ..... 25
2.1 Сканування прототипу..... 25
2.2. Реверс-інжиніринг: створення CAD-моделі на основі даних сканування. 28
2.3 Конструювання приймальної гільзи..... 29
2.4 Конструювання фіксатора 32
2.5 Конструювання функціональної насадки «гак»..... 40
2.6 Створення збірки протезу в 3D 49
Висновок до розділу 2..... 54
3. ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СКЛАДОВИХ КОНСТРУКЦІЇ..... 55
3.1 Постановка задачі..... 55
3.2 Аналіз напружено-деформованого стану насадки «гак» 62
3.3 Аналіз напружено-деформованого стану гільзи 56
Висновок до розділу 3..... 69
4. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ ПРОЦЕС ВИГОТОВЛЕННЯ 70
4.1 Вибір обладнання 70

4.2 Підготовка твердотілих моделей до друку 73
4.3 Розташування деталей в робочому просторі 75
4.4 Налаштування параметрів друку деталей в слайсері Bambu Studio 78
Висновок до розділу 4..... 87
ВИСНОВОК..... 88
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 89
ДОДАТКИ..... 91

ВСТУП

В умовах зростання кількості осіб з ампутаціями в Україні особливої актуальності набуває розвиток медико-технічного напряму протезування, зокрема протезування верхніх кінцівок. Втрата верхньої кінцівки, яка є високо функціональним органом, призводить до суттєвого обмеження життєдіяльності людини, тому одним із ключових завдань сучасної інженерії є створення засобів для швидкої та ефективної адаптації пацієнтів до активного життя.

Аналіз існуючих рішень свідчить, що традиційні жорсткі приймальні гільзи мають низку суттєвих недоліків. Зокрема, вони часто викликають механічне подразнення шкіри, створюють надлишковий тиск на тканини кукси та підвищують ризик утворення болісних невром. Окрім того, значна вага та низький рівень комфорту жорстких конструкцій часто стають причиною швидкої втоми пацієнта та подальшої відмови від використання протеза.

Концепція «м’якого» протеза передпліччя, що передбачає використання регульованого еластичного рукава, є перспективною альтернативою, яка дозволяє знизити контактні навантаження, забезпечити зворотний зв’язок та зберегти активність нервових закінчень на ранніх етапах реабілітації.

Пасивні та тягові протези нового покоління повинні оперативно адаптуватися під різноманітні повсякденні потреби користувача — від базового самообслуговування й приготування їжі до професійної діяльності та занять спортом. Досягнення такої гнучкості вимагає розробки надійних і водночас простих у використанні механізмів швидкої фіксації, які дозволяють пацієнтові здійснювати заміну функціональних насадок однією рукою без залучення сторонньої допомоги або використання інструменту. Інтеграція фіксуючого вузла у дистальну частину протеза дозволяє перетворити його на універсальну платформу для підключення широкого спектра спеціалізованих модулів, таких як антропоморфні кисті, побутові тримачі чи оптимізовані насадки типу «гак».

Проєктування таких складних антропоморфних систем потребує застосування передових методів інженерії. Використання 3D сканування та реверс-інжинірингу дозволяє в найкоротші строки створити перший протез для пацієнта, тим самим скорочуючи час реабілітації. Водночас впровадження адитивних технологій, зокрема методу Multi Jet Fusion (MJF), відкриває можливості для виготовлення легких, міцних та функціональних прототипів із заданою жорсткістю окремих зон.

Таким чином, розробка адаптивного «м’якого» протеза передпліччя із залученням сучасних CAD/CAE-систем та технологій 3D-друку є актуальним науково-технічним завданням, спрямованим на підвищення якості протезування та інтеграцію пацієнтів у суспільство.

1. АНАЛІЗ І ПОРІВНЯННЯ ІСНУЮЧИХ КОНСТРУКЦІЙ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

1.1 Поняття та основні види протезів верхніх кінцівок

Протез верхньої кінцівки — це спеціальний технічний засіб реабілітації, що призначений для заміщення відсутнього сегмента кінцівки, відновлення її зовнішнього вигляду та часткової або повної компенсації втрачених рухових і функціональних можливостей. З інженерної точки зору, протез розглядається як складна механічна або біомеханічна система, що має забезпечувати передачу зусиль, сприймати зовнішні навантаження та взаємодіяти з м'якими тканинами кукси пацієнта.

В загальному протези верхніх кінцівок розрізняють [4] за:

а) рівнем ампутації (рис. 1.1): пальців, кисті, після вичленення в променезап’ястковому суглобі, передпліччя, після вичленення в ліктьовому суглобі, плеча, після вичленення плеча; після міжлопатково-грудинної ампутації.

Рисунок 1.1 — Розподіл верхньої кінцівки за рівнями ампутацій і за відсотками усічення відповідних сегментів

б) конструктивним виконанням: екзоскелетовані – протез, зовнішнє навантаження в якому припадає на зовнішній каркас, виконаний у вигляді оболонки, що відтворює зовнішній вигляд кінцівки; ендоскелетовані – протез кінцівки, зовнішнє навантаження в якому припадає на внутрішній каркас, а зовнішній вигляд кінцівки відтворюють косметичні елементи.

в) функціональністю: пасивні (косметичні) виконують естетичну функцію (рис. 1.2), а також вирішують проблему балансування маси тіла; функціональні (активні) протези відтворюють форму (рис. 1.3) й зовнішній вигляд відсутньої верхньої кінцівки або частини кінцівки з одночасним забезпеченням компенсації деяких її функцій.

Рисунок 1.2 – Пасивні (косметичні) протези рук [4]

Рисунок 1.3 – Функціональні (активні) протези рук [13][14]

г) способом управління: керовані рухами тіла – відтворюють форму й зовнішній вигляд відсутньої частини кінцівки, у яких виконавчі механізми приводяться в дію зусиллями користувача, із зовнішнім джерелом енергії – відтворюють форму й зовнішній вигляд відсутньої частини верхньої кінцівки з

одночасним відновленням деяких її функцій і приводяться в дію зовнішніми джерелами енергії (здебільшого електричної) [4].

Детальний аналіз зазначених класифікаційних ознак дозволяє обґрунтувати вибір оптимальної конструкції для конкретного клінічного випадку.

Використання розглянутого в даній роботі протезу можливе в випадку ампутації на рівні середньої кукси передпліччя і за відсотком усічення сегменту 35-55%.

1.2 Загальні функціональні вимоги до протеза верхньої кінцівки

Під час протезування верхньої кінцівки важливо, щоб протез задовольняв основні базові потреби. Ці потреби можуть відрізнятися в залежності від способу життя, професійного спрямування та бажань пацієнта. Але найбільш універсальними є такі вимоги як: мінімальна вага, рухливість для залишкової кінцівки, комфорт під час використання, косметична прийнятність протеза.

Функціонально протез верхньої кінцівки має [3]:

– забезпечувати функцію схоплення предмета з можливістю досягати бажаних зон у просторі, схопити, підняти предмет, утримувати та переміщати, а потім відпустити;

– порівняно з протезами нижніх кінцівок, відтворювати функціональні цілі в набагато меншому ступені, наприклад, дії, що схоплюють, відтворюються тільки механізмом, який реалізує надійне затискання предмета;

– мати здатність бути надійно зафіксованим на кінцівці, щоб уникнути відриву під час функціональних дій, у процесі схоплення або переміщення предметів;

– контролювати рухи та взаємодії між користувачем і протезом, щоб мати зворотний зв’язок між м’язами кукси та предметом: пропріоцептивні відчуття, сприйняття об’єкта (текстура, твердість, вага та інші характеристики);

– відновлювати баланс / симетрію маси тіла, що були порушені через ампутацію;

– перерозподіляти центр мас тіла, забезпечувати контроль постави, унеможливлювати прийняття неправильних положень хребта, особливо в дітей.

1.3 Порівняльний аналіз функціональних протезів верхніх кінцівок

Функціональні протези за способом управління можна умовно розділити на два типи: механічні (тягові) та біонічні (міоелектричні).

Механічні системи керування протезами складаються з кріплення (бандажа) з установленими на них кабелями керування (тягами) [4]. Для розвантаження пахвової западини здорового боку від ваги протеза кріплення виготовляють без передньої тянки. Таке кріплення називають «дев'яткою», і воно складається з петлі (рис. 1.4) і тяги. Петля охоплює протилежне надпліччя й закінчується на рівні лопатки. Від петлі в напрямку пахвової западини проходить тяга, до якої прикріплюється кабель керування, що йде від кінцевого пристрою протеза. Ця тяга може проходити й по надпліччях і слугувати кріпленням протеза плеча, звільняючи груди. У процесі складання протеза на гільзі (1) встановлюють вушко (2) з кільцем (3), через яке протягують кабель керування (4) і з'єднують її з кріпленням (5).

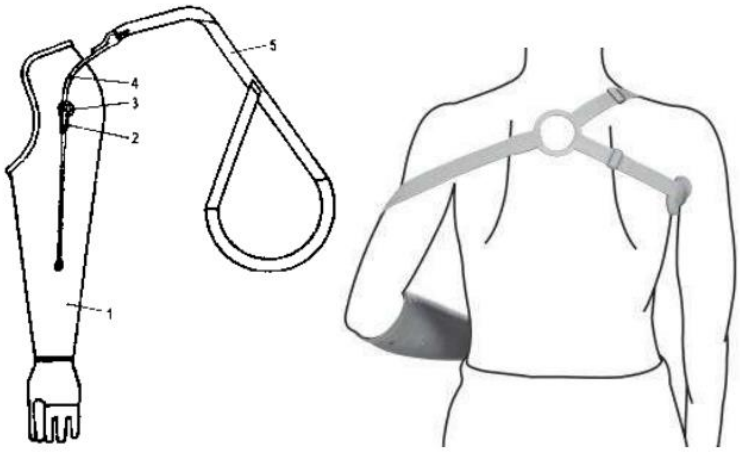


Рисунок 1.4 – Механічна система керування протезом

Для функціонування захватного пристрою пацієнт має здійснювати рухи плечовим поясом: – двобічну абдукцію лопаток (відведення) в комбінації з флексією плеча для розкриття захватного пристрою (рис. 1.5, а); – двобічну аддукцію лопаток (приведення) в комбінації з екстензією плеча для закриття захватного пристрою (рис. 1.5, б).

а) б)

Рисунок 1.5 – Рухи для керування кінцевим пристроєм

В активних протезах передпліччя з тяговим управлінням використовують кріплення типу «вісімки» (рис. 1.6), що за своїм виглядом нагадує цифру вісім, в якій одне кільце розрізано й утворює дві тяги. Одна тяга слугує для передачі м’язового зусилля на кінцевий пристрій, інша є підвіскою. Кріплення складається з пахвової петлі (1) з пластмасовою трубкою (6), петля має щільно огинати надпліччя контрлатеральної кінцівки, кінці тянок мають перетинатися на спині людини. Точка перетину (12) розташовується нижче щодо VII шийного хребця для уникнення дискомфорту, викликаного тертям.

Точка перетину деякою мірою зміщена в бік збереженої кінцівки. Передня підвіска (ремінь кріплення системи керування) (2) має перетинати лопатку з протезованого боку й з’єднуватися з кабелем керування (8), що йде від кінцевого пристрою. З’єднання виконується на рівні пахвової западини й має бути відрегульовано так, щоб кріплення не утруднювало рух руки й водночас, у разі натягу тяги, давало змогу здійснити розкриття пальців кисті. Тянка (4), що йде від хребців і перетинає надпліччя з протезованого боку, закінчується попереду

плеча на рівні пахвової западини, з’єднується з переднім підтримувальним ременем (5). Ремінець (11) охоплює лікоть, перешкоджаючи осьовому зміщенню протеза щодо кукси за умови її зігнутого положення в ліктьовому суглобі. Тянка (2) слугує для розкриття пальців. Довжина з’єднаного з нею кабелем керування (8) регулюється у вушку (3). Тянка (4) слугує тільки для підвіски протеза.

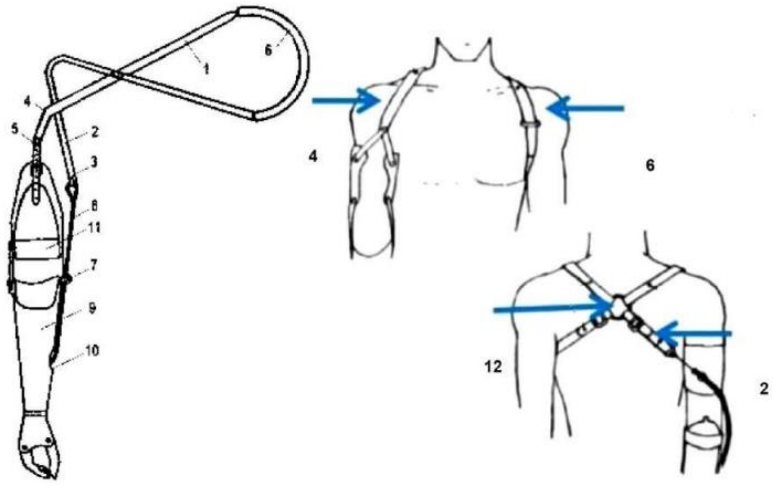


Рисунок 1.6 – Кріплення типу «вісімка»

До основних функцій біоелектричного протеза належать обертання кисті, схоплення та утримання предметів [4]. Основною перевагою біоелектричних протезів є їх висока сила схоплення та велика кількість ступенів свободи. Завдяки своїм унікальним функціям такий протез допомагає особам з інвалідністю користуватись предметами малого розміру (ручка, вилка, ложка тощо), як і до ампутації. На відміну від протеза, керованого рухами тіла, зазначений тип пристрою дає змогу пацієнтові тримати правильну поставу й унеможливлює викривлення хребта в бік через постійне маневрування тулубом. Такий вид протеза оснащений м’яким матеріалом на кінцях пальців, що дає змогу працювати з дрібними предметами. Сучасні біоелектричні протези зазвичай керуються одним із трьох основних методів: нейрокомп’ютерного, нейроелектричного, електроміографічного (міоелектричного). Схема роботи міоелектрічного протеза наведена на рис. 1.7.

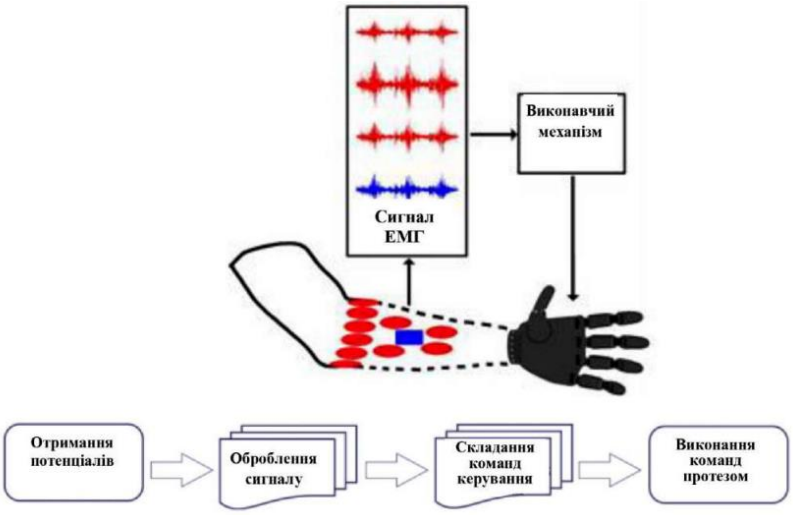


Рисунок 1.7 – Блок-схема роботи системи керування протезом

В таблиці 1.1 наведено порівняльний аналіз механічних (тягових) та біонічних (міоелектричних) протезів.

Таблиця 1.1 Порівняння механічних та біонічних протезів

Технічний / експлуатаційний параметр	Механічний (тяговий) протез	Біонічний (міоелектричний) протез
1	2	3
Джерело енергії	Мускульна сила пацієнта	Літій-іонна акумуляторна батарея
Виконавчий привід	Шарнірно-важільна система, троси	Мікроелектродвигуни з редукторами
Максимальне зусилля схвату	Залежить від сили пацієнта (до 80–100 Н)	Стабільне, обмежене редуктором (40–70 Н)
Кількість ступенів вільності (DoF)	Переважно 1 активний ступінь вільності	Від 1 до 5+ (незалежні приводи пальців)

Кінець табл. 1.1

1	2	3
Маса кисті (середня), г	200 – 350	450 – 650+
Стійкість до агресивних середовищ	Висока (водостійкий, пилозахищений)	Обмежена (потребує IP-захисту)
Складність пост-обробки / обслуговування	Низька (змащування, заміна тросів)	Висока (калібрування датчиків, софт)
Вартість	450 – 4500 $	15 000 – 60 000 $
Термін виготовлення	10 - 20 днів, залежить від складності виробу та рівня ампутації	від 3 до 6 місяців і тільки після проходження повної реабілітації та загоєння кукси

Отже, використання механічних (тягових) протезів є пріоритетним для пацієнтів на ранніх етапах реабілітації, адже такі протези потребують мінімальну кількість часу на виготовлення, є простими у використанні, легкими і відносно недорогими.

1.4 Порівняльний аналіз протезів верхніх кінцівок з жорсткою та «м’якою» приймальною гільзою

Під терміном «жорсткий протез» мається на увазі конструкція, основою якої є приймальна гільза, виготовлена з малодеформівних матеріалів. У більшості випадків приймальні гільзи виготовляються на протезно-ортопедичних підприємствах шляхом формування термопластичних матеріалів або литтьових смол (шаруватих пластиків) по гіпсових моделях кукси [1]. Така гільза виконує роль екзоскелета, що жорстко фіксує куксу пацієнта, забезпечуючи передачу механічних зусиль від тіла до функціональних вузлів протеза.

«М’який» [2] протез базується на принципі використання еластичного рукава-основи, що замінює традиційну гільзу. Тобто, це піддатлива конструкція з розподіленою жорсткістю, яка адаптується до антропометричних змін кукси та забезпечує динамічне прилягання під час руху.

З інженерно-медичної точки зору, основна відмінність полягає в розподілі контактного тиску.

Жорсткі гільзи створюють зони концентрації напружень на кісткових виступах, що призводить до механічного подразнення шкіри та порушення трофіки тканин. М’який рукав рівномірно розподіляє навантаження по всій поверхні кукси, знижуючи пікові значення тиску.

Жорстка оболонка діє як демпфер, що ізолює шкірні рецептори. Адаптивна конструкція забезпечує кращу пропріоцепцію та підтримку нейром’язових зв’язків, що критично важливо для подальшого переходу до біонічних протезів.

Раннє використання жорстких гільз після ампутації може посилювати фантомні болі через надлишковий тиск, та посилювати ризик виникнення болісних невром. М’які конструкції захищають чутливі ділянки, сприяючи спокійному відновленню тканин кукси. Порівняльні характеристики та сфери застосування наведені в таблиці 1.2

Таблиця 1.2 – Порівняння функціональних особливостей приймальних гільз

Параметр	Жорстка приймальна гільза	М’який адаптивний рукав
1	2	3
Етап реабілітації	Пізній (стабільна форма кукси)	Ранній та проміжний (первинна реабілітація)
Стабільність фіксації	Висока за рахунок кісткового захоплення	Адаптивна (регулюється натяжними елементами)

Кінець табл. 1.2

1	2	3
Маса конструкції	Відносно висока	Мінімальна (за рахунок легких матеріалів та ажурних структур)
Призначення	Постійне функціональне протезування	Первинна адаптація, побутова активність, спорт

Вибір конструкції визначається стадією реабілітації та цілями пацієнта. Жорсткі гільзи залишаються класичними для високонавантажених функціональних протезів, проте їх використання на ранніх етапах обмежене через технічні та фізіологічні труднощі. Розробка «м’яких» протезів із застосуванням реверс-інжинірингу та адитивних технологій дозволяє вирішити проблему комфорту та прискорити соціальну інтеграцію пацієнта, створюючи перехідну ланку до складних біонічних систем.

1.5 Протези з м’якими адаптивними рукавами

Конструкція протезу Koalaa Soft Prosthetics (рис 1.8) [2] є досить унікальним продуктом, оскільки приймальна гільза виконана з пластику обшита тканиною та має легкозмінні насадки різного призначення.

Рисунок 1.8 – Koalaa Soft Prosthetics [2]

Конструкція протезу Unlimited Tomorrow (TrueLimb) (рис. 1.9) [5] має систему кріплення до культі з м’яких еластичних матеріалів та кисть з механічними пальцями. Закріплюється на передпліччі та не має змінних насадок.

Рисунок 1.9 – Конструкція Truelimb Prosthetic Arm [5]

Пасивний протез Heroflex (рис. 1.10) [15] використовується для спорту та активного відпочинку від компанії Open Bionics. Він складається з міцної 3D-друкованої гільзи, гнучкого вентильованого внутрішнього вкладиша та дискової системи затягування BOA, також має змінні насадки. Протез повністю водонепроникний і стійкий до бруду.

Рисунок 1.10 – Протез Heroflex

Протез Macu4 (рис. 2.11) [16] має модульну система (серія Explorer) для передпліччя, яка повністю адаптується під користувача та виготовляється за

допомогою 3D-друку (технологія SLS) з легкого нейлону PA12. Вона фокусується на створенні ультралегкої перфорованої гільзи, яка не заважає шкірі дихати. А також має змінні насадки різного призначення

Рисунок 1.11 – Протез Macu4

1.6 Зняття мірок для проєктування приймальної гільзи

Проєктний розрахунок та геометричне моделювання приймальної гільзи протеза верхньої кінцівки (зокрема, передпліччя) базуються на детальному аналізі анатомо-морфологічних характеристик кукси пацієнта. Процес зняття мірок є критично важливим етапом, оскільки від точного визначення лінійних і кутових параметрів залежить надійність фіксації протеза, збереження рухливості суглобів та загальний ергономічний ефект м’якої гільзи.

Відповідно до схеми анатомічного зонування кукси передпліччя (рис. 1.12) рівень ампутації безпосередньо корелює зі здатністю кукси до ротації (пронації/супінації). При проєктуванні приймальної гільзи обов'язково враховується градація довжини сегмента передпліччя.

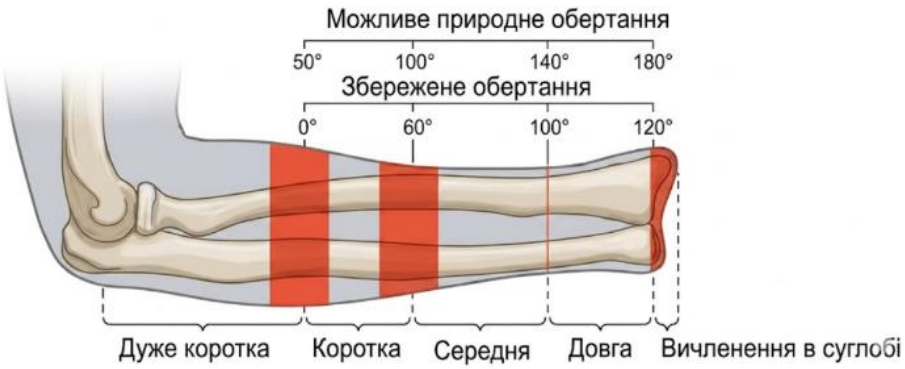


Рисунок 1.12 – Анатомічне зонування кукси передпліччя

Дуже коротка та коротка кукси характеризуються значним обмеженням або повною втратою збереженого природного обертання (можливе обертання від 0° 60°). Проєктування гільзи для таких випадків вимагає вищої проксимальної фіксації з охопленням виростків плечової кістки.

Середня та довга кукси зберігають значний потенціал ротації (збережене обертання в діапазоні 60° – 120° при можливому природному до 140°–180°). Для таких пацієнтів конструкція м’якої приймальної гільзи має мінімально обмежувати пронацію та супінацію, що досягається оптимізацією довжини посадкового місця гільзи.

Вичленення в суглобі максимально зберігає важіль передпліччя, проте потребує специфічної дистальної зони гільзи для інтеграції вузла кріплення інструментів/протеза.

Для побудови тривимірної твердотілої або параметричної моделі гільзи у CAD-системі використовується карта обміру кукси за схемою, наведеною на рис. 1.13.

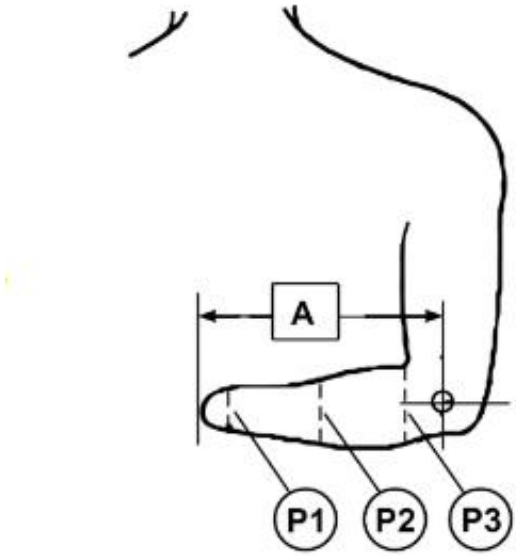


Рисунок 1.13 – Схема вимірювання кукси

Поздовжній габарит (параметр А) – лінійна відстань від лікчового відростка (або осі ліктьового суглоба) до дистального кінця кукси. Цей розмір визначає загальну довжину приймальної гільзи та позиціонування дистального адаптера під функціональні насадки.

Для забезпечення рівномірного розподілу тиску та надійної фіксації м'якого рукава (фіксуються обхопи (або радіуси у разі 3D-сканування) у ключових анатомічних створах:

- P1 (дистальний обхоп): Вимірюється на відстані 15–20 мм від кінця кукси; визначає геометрію торцевої частини гільзи та зону переходу до жорсткого кільця кріплення.
- P2 (медіальний/середній обхоп): Забезпечує основну посадкову зону, де враховується тонус м'язових груп передпліччя під час напруження.
- P3 (проксимальний обхоп): Вимірюється безпосередньо під ліктьовим згином; визначає верхню межу гільзи та геометрію вирізу, який запобігає врізанню матеріалу в тканини під час згинання ліктя під кутом 90° і більше.

Висновок до розділу 1

У результаті виконання аналітичного огляду літературних джерел було досліджено класифікацію, функціональні вимоги та існуючі конструкції протезів верхніх кінцівок. Порівняльний аналіз механічних (тягових) та біонічних пристроїв показав, що для пацієнтів на ранніх і проміжних етапах реабілітації пріоритетним є використання механічних систем керування завдяки їхній малій масі, надійності, автономності та відносно низькій вартості. На основі аналізу біомеханічних особливостей взаємодії гільзи з куксою було обґрунтовано переваги концепції «м’якого» адаптивного протеза передпліччя. На відміну від традиційних жорстких конструкцій, еластичний рукав-основа забезпечує рівномірний розподіл контактного тиску, знижує ризик виникнення больових невром, покращує пропріоцептивний зворотний зв’язок та адаптується до антропометричних змін тканин пацієнта. Розгляд світових аналогів, таких як Koalaa, Truelimb, Heroflex та Macu4, дозволив сформувати технічне завдання на проєктування

модульного протеза з перфорованою адаптивною гільзою та змінними функціональними насадками.

Було розглянуто методику антропометричних досліджень та схему зняття мірок із визначенням ключових обхопних і лінійних параметрів кукси. Обґрунтовано математичний зв’язок між рівнем ампутації передпліччя і діапазоном збереженої ротації, що є першочерговою інженерною базою для подальшого геометричного моделювання та параметризації посадкового місця адаптивної гільзи в CAD-системах.

2. РОЗРОБЛЕННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ КОНСТРУКЦІЇ

2.1 Сканування прототипу

Для детального дослідження існуючого прототипу «м’якого» протезу було обрано продукт англійського виробництва Koalaa Soft Prosthetics [2]. Ця конструкція містить в собі багато змінних функціональних насадок, систему їх кріплення до м’якого рукава і сам рукав.

Сканування дало можливість за короткий час детально дослідити конструкцію та перевести фізичну форму деталей у цифрові тривимірні моделі. Отриману хмару точок необхідно опрацювати, а саме перетворити на твердотільну модель, змінити розміри, додати ребра жорсткості та перфорацію для зменшення ваги..

Для оцифровування геометрії деталей було використано технологію лазерного 3D-сканування сканером Shining 3D FreeScan Combo (рис.2.1). Це сучасний метрологічний сканер, що поєднує лазерне та інфрачервоне структуроване сканування та забезпечує високу точність (до 0,02 мм) при швидкості збору даних до 3,6 млн точок/с.

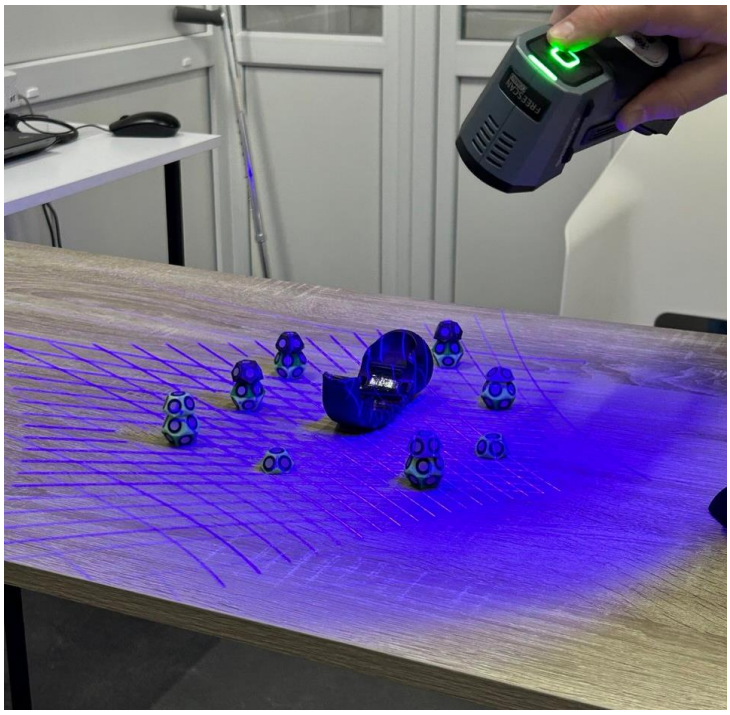


Рисунок 2.1 – Процес сканування

Сканер [8] має 4 режими роботи для сканування всіх типів виробів:

- режим багатьох ліній з 26 або 50 лазерними лініями для стандартного сканування.
- режим сканування тонкостінних об’єктів з 7 паралельними лазерними лініями для передачі найдрібніших деталей.
- режим сканування глибоких отворів внутрішніх порожнин з одиночною лазерною лінією.
- режим інфрачервоного випромінювання для швидкого сканування без використання маркерів.[8]

Для оцифрування геометрії прототипу було застосовано методику лазерного сканування з використанням реєстраційних міток. З метою оптимізації витрат та багаторазового використання світловідбивних маркерів (діаметром ~6 мм), вони не фіксувалися безпосередньо на поверхні об'єкта, а розміщувалися на допоміжних опорах у робочій зоні сканування (рис. 2.2). Це дало змогу програмному забезпеченню автоматично суміщати фрагменти хмари точок за спільними ідентифікаторами. Окрім економії витратних матеріалів, такий підхід значно спростив етап пост-обробки, оскільки усунув необхідність ручного очищення 3D моделі від геометричних артефактів, що зазвичай виникають на місцях наклеювання маркерів. Практична реалізація підтвердила, що обрана схема позиціонування маркерів забезпечує досить високу якість фінальної моделі при суттєвому скороченні часу на її підготовку.

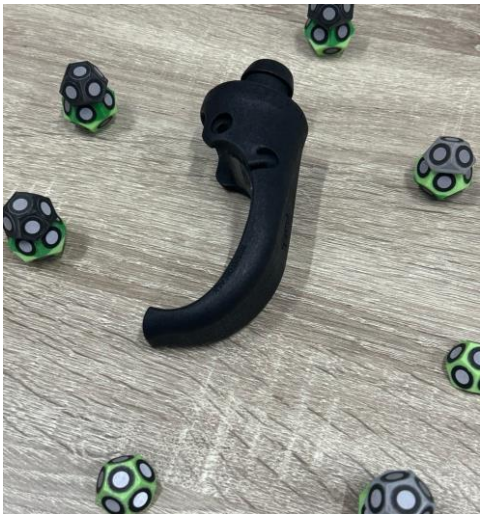


Рисунок 2.2 – Розташування деталі в робочому просторі з мітками

Отримані в результаті сканування дані представлені у вигляді хмари точок (Point Cloud), яка автоматично конвертувалася в полігональну сітку (STL-модель). На цьому етапі було виконано первинну обробку, а саме очищення від «шуму». Мається на увазі видалення випадкових точок та артефактів (рис. 2.3), що виникли через перевідбиття світла.

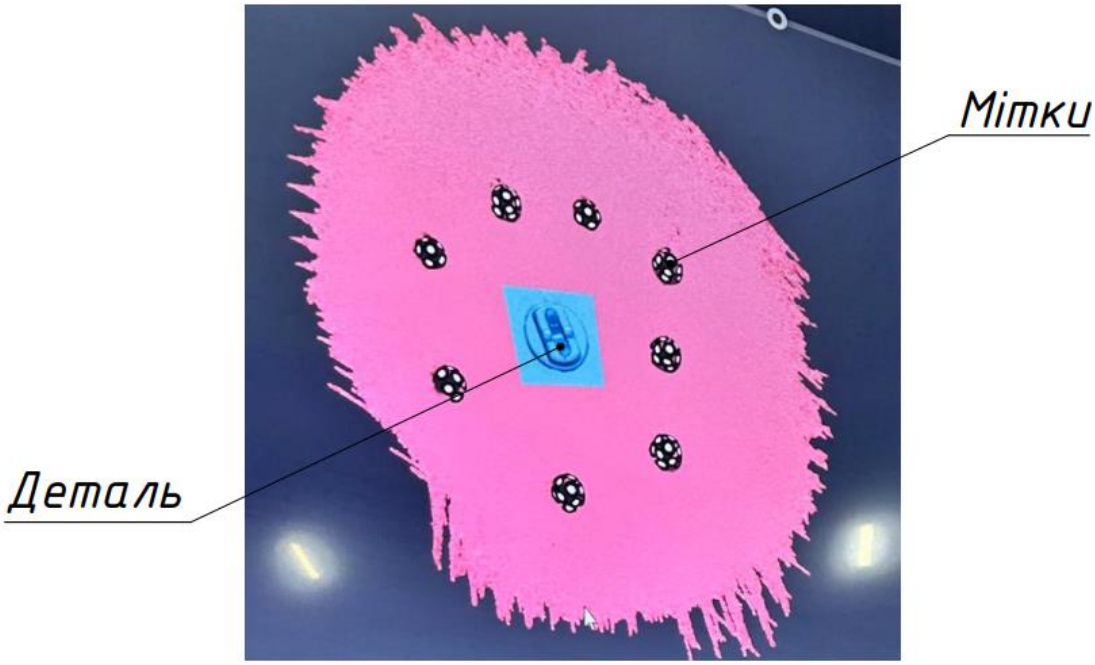


Рисунок 2.3 – Очищення скану

Для якісного результату сканування необхідно проводити його в декількох положеннях деталі та потім суміщати отримані хмари точок (рис. 2.4).

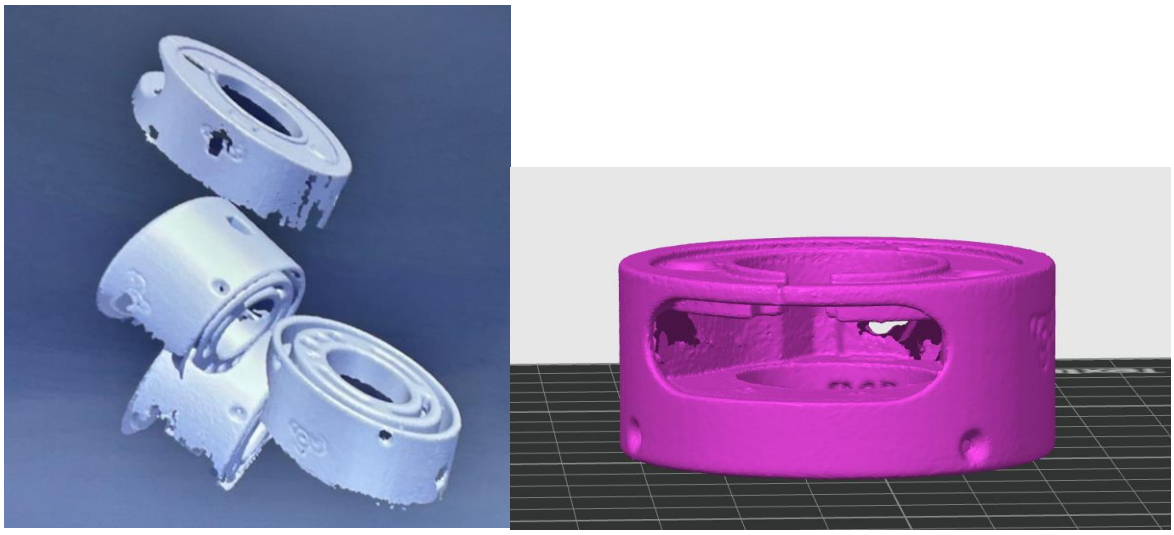


Рисунок 2.4 – Суміщення хмар точок

Отримані STL-моделі є візуальним відображенням геометрії, проте вони мають «мертву» топологію. При проєктуванні та тривимірному моделюванні поняття топології визначає математичний спосіб опису взаємозв'язків між вершинами, ребрами та гранями, які формують оболонку тіла.

На відміну від твердотільних параметричних моделей, які оперують аналітичними математичними поверхнями (Boundary Representation або B-Rep), STL-формат представляє об'єкт у вигляді неструктурованої полігональної сітки (тригульованої хмари точок). Така топологія називається «мертвою», оскільки вона фіксує лише статичні координати вершин у просторі й повністю позбавлена внутрішньої логіки, дерева побудови та взаємозв'язків між конструктивними елементами.

Такі моделі мають низку недоліків для подальшого проектування:

- Відсутність параметризації а отже неможливість змінити окремі лінійні розміри або кути нахилу пазів.
- Низька якість поверхонь. Полігональна структура не забезпечує ідеальної гладкості, необхідної для точного сполучення деталей.
- Неможливість проведення FEA-аналізу бо сітка скану зазвичай не придатна для коректної побудови скінченно-елементної моделі.

Отже, такі «тіла» потребують доопрацювання в спеціалізованому програмному забезпеченні, як наприклад Meshmixer. Або, використання сканів виключно як референтної моделі для подальшої побудови в CAD системах.

2.2. Реверс-інжиніринг: створення CAD-моделі на основі даних сканування.

Етап зворотного проєктування (реверс-інжинірингу) є ключовим для переходу від непараметричного тривимірного опису геометрії (полігональної STL-сітки) до повноцінної твердотільної моделі. Отриманий на попередньому етапі скан відображає реальну геометрію фізичного прототипу компанії Koalaa Soft Prosthetics, проте він не містить інформації про дерево побудови,

геометричні зв'язки, допуски та конструкторські бази, що унеможливлює його безпосереднє редагування чи проведення точного скінченно-елементного аналізу (FEA).

Для реконструкції геометрії, оптимізації конструкції та формування складальної одиниці було обрано середовище автоматизованого проєктування (САПР) Autodesk Inventor.

Оскільки полігональна сітка скана через особливості лазерного відбиття та математичного згладжування програмним забезпеченням може мати локальні мікродефекти або відхилення перед початком моделювання було проведено додаткове пряме вимірювання фізичного прототипу.

Контрольно-вимірювальні операції виконувалися за допомогою стандартного інструментарію:

- цифровий штангенциркуль (із ціною поділки 0,01 мм) — для визначення габаритних розмірів, товщин та діаметрів циліндричних поверхонь.
- набір радіусних та різьбових шаблонів — для ідентифікації конструктивних скруглень та параметрів кріпильних елементів.

Отримані масиви номінальних інженерних розмірів було використано як калібрувальні константи.

2.3 Конструювання приймальної гільзи

2.3.1 Створення 3D-моделі

Для задання початкових геометричних параметрів було знято розміри кукси пацієнта за такою схемою вимірювань наведеною в розділі 1 (рис. 1.13)

З урахуванням отриманих значень було спроєктовано твердотілу модель адаптивної приймальної гільзи (рис. 2.5)

Рисунок 2.5 – 3D-модель приймальної гільзи

З метою покращення біомеханічних характеристик деталі, а саме зменшення ваги та вентиляція шкірних покривів, було створено перфорацію рукава. Для цього використано операцію Emboss та Circle pattern (рис. 2.6).

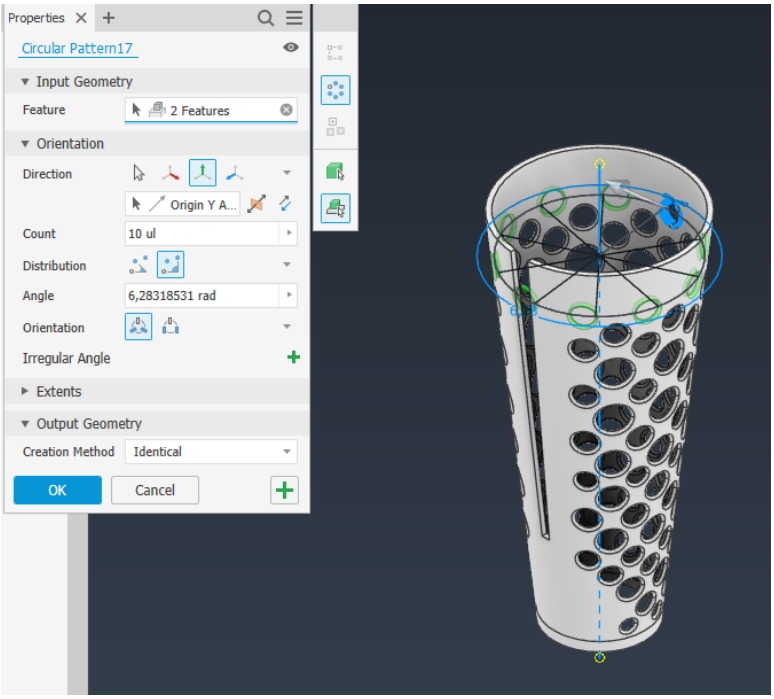


Рисунок 2.6 – Створення перфорації рукава

Для порівняльного аналізу змодельовано два варіанти перфорації (з трикутною (рис. 2.7) та круглою (рис. 2.8) формою отворів).

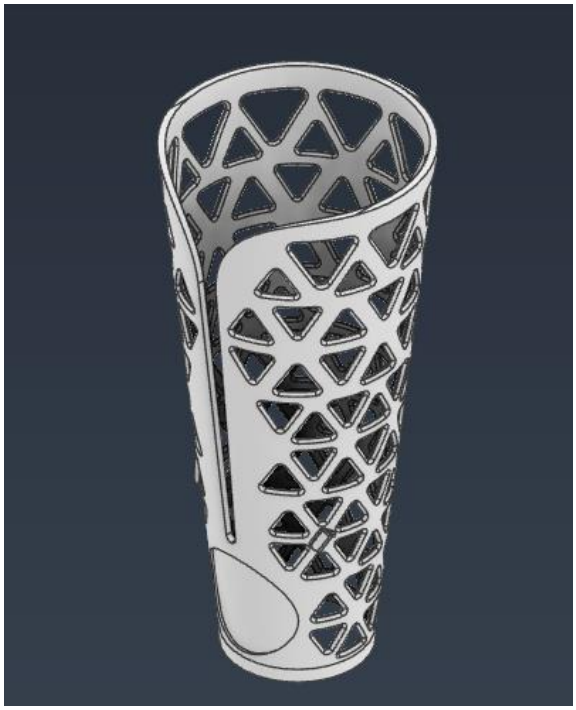


Рисунок 2.7 – Гільза з трикутною формою перфорації

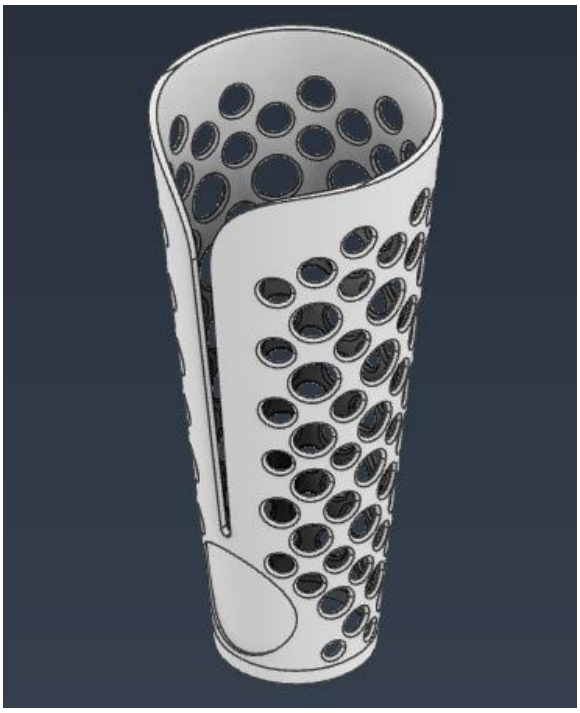


Рисунок 2.8 – Гільза з круглою формою перфорації

На основі 3D-моделі розроблено робочий кресленик деталі наведений в Додатку А.

2.3.2 Вибір матеріалу

Матеріалом для виготовлення гільзи обрано TPU (термопластичний еластомер з поліуретаном високої якості). Основними перевагами даного матеріалу для використання в протезуванні є еластичність, втомна міцність при циклічних навантаженнях, висока зносостійкість (абразивна стійкість), максимальна міжшарова адгезія (в порівнянні з іншими матеріалами для FDM-друку), високі амортизаційні властивості.

Не менш важливими є медико-гігієнічні властивості даного матеріалу. Інженерні марки TPU є хімічно стабільними та безпечними для тривалого контакту зі шкірою. Вони не виділяють токсичних речовин при нагріванні від тіла. Матеріал також інертний до дії людського поту, шкірного жиру, косметичних засобів та вологи. Гільзу з TPU можна легко мити теплою водою з милом, що спрощує щоденний гігієнічний догляд.

Механічні характеристики наведено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Фізико-механічні характеристики еластомеру TPU [22]

Температура експлуатації	-40 °C – +140 °C
Густина	1,21 г/см^3
Міцність на розтяг	60 МПа
Відносне видовження при розриві	510%
Модуль пружності при розтягуванні (20 °C)	90 МПа

2.4 Конструювання фіксатора

Реалізація модульного пасивного протеза верхньої кінцівки вимагає надійної, швидкої та ергономічної зміни функціональних робочих органів. Для забезпечення цієї вимоги було спроєктовано та змодельовано механізм фіксації насадок (фіксатор). Вузол призначений для сприйняття експлуатаційних

навантажень, що виникають під дією побутових сил, та забезпечення легкого вилучення та заміни насадки.

2.4.1 Моделювання корпусу фіксатора

Корпус є основою вузла, яка інтегрується в дистальну частину конструкції протеза. Створення деталі розпочиналося з побудови базового параметричного ескізу, що визначає зовнішні габарити (циліндрична форма). За допомогою операції «Видавлювання» (Extrude) сформовано основне тіло (рис. 2.9).

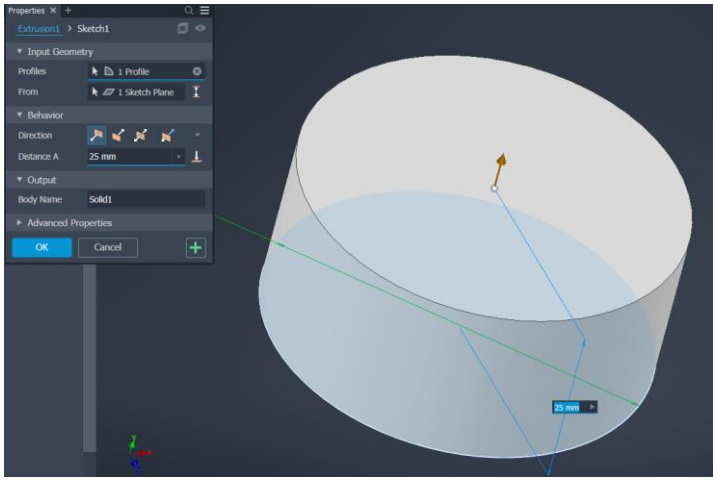


Рисунок 2.9 – Формування основного тіла деталі

Внутрішня порожнина деталі моделювалася з урахуванням установлення пружного елементу в корпус а також отвору під збірну рухому кнопку (рис. 2.10).

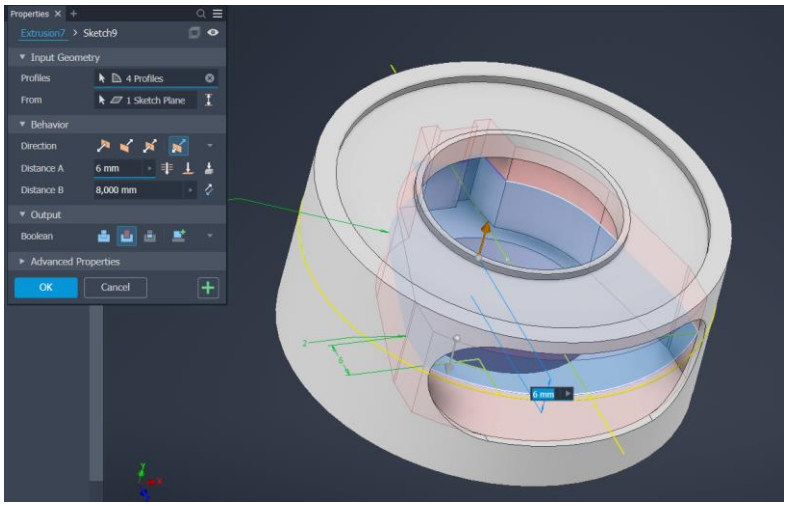


Рисунок 2.10 – Формування внутрішньої порожнини деталі

Для встановлення функціональної насадки в обраному положенні (певному куті повороту) було створено пружні фіксатори положення (рис. 2.11).

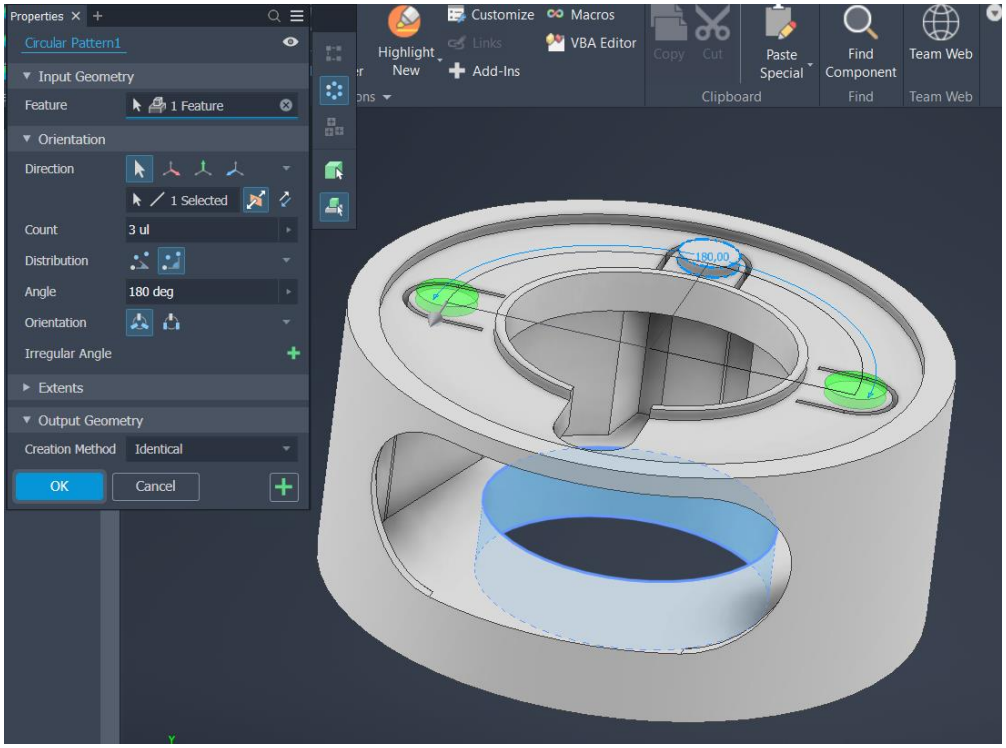


Рисунок 2.11 – Створення пружних фіксаторів положення

Для кріплення фіксатора до приймальної гільзи було утворено паз з нижнього торця деталі (2.12).

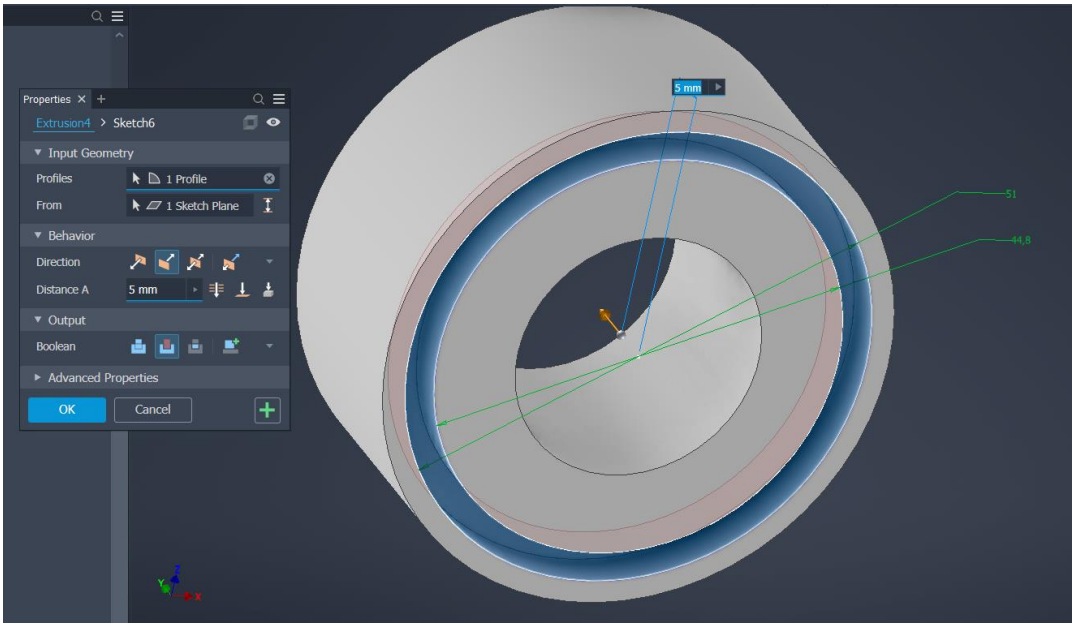


Рисунок 2.12 – Створення пазу для установки гільзи

Для встановлення гвинтів (які будуть виконувати роль напрямних для рухомої кнопки) було створено різьбові отвори на нижньому торці деталі (рис. 2.13).

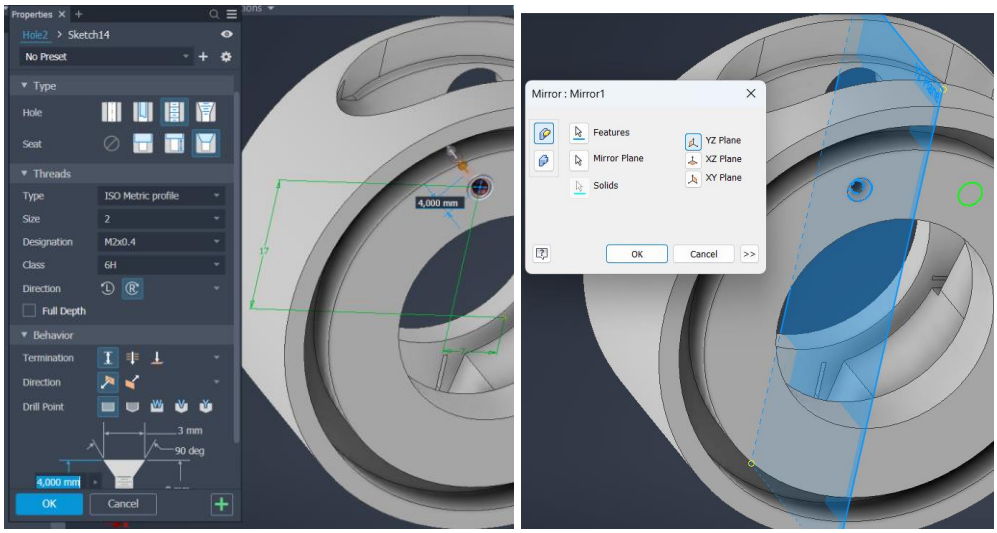


Рисунок 2.13 – Створення отворів для встановлення гвинтів

Додатково за допомогою інструменту «Отвір» (Hole) виконано 4 різьбові отвори під стандартні кріпильні гвинти M2x0,4-6H із кутовим кроком 45°(рис.2.14).

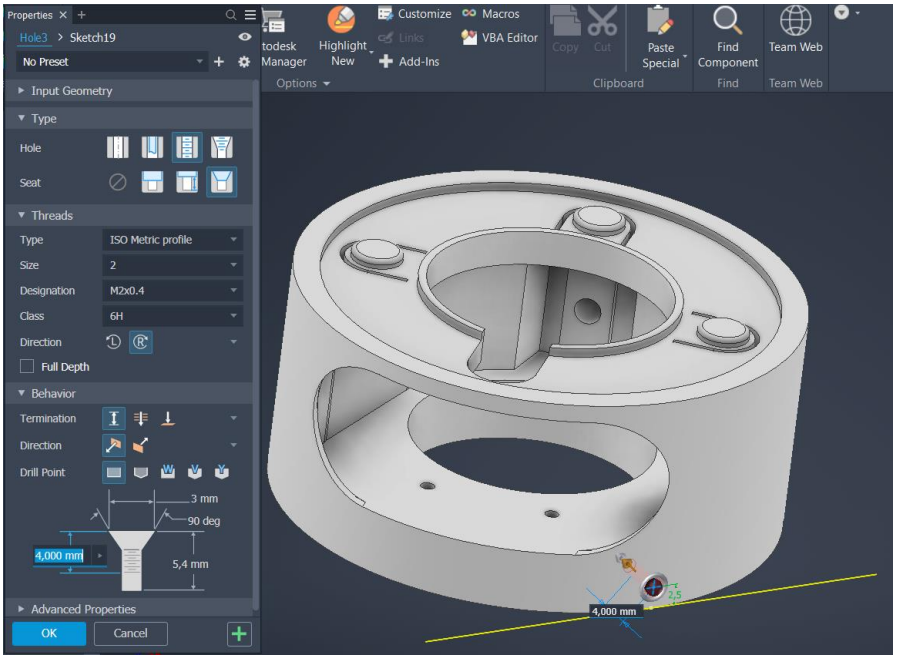


Рисунок 2.14 – Створення різьбових отворів

На основі 3D-моделі розроблено робочий кресленик деталі наведений в Додатку Б

2.4.2 Моделювання пружного елемента

Пружний елемент є ключовим компонентом механізму швидкої зміни функціональних насадок. Конструкція деталі містить гнучкі пелюстки які розходяться під впливом дії зусилля на кнопку що забезпечує розширення діаметру скруглень і дозволяє демонтаж насадки.

Геометрія пружних пелюсток має криволінійний профіль у зоні контакту з збірною кнопкою. Таке конструктивне рішення дозволяє мінімізувати коефіцієнт тертя, оптимізувати розподіл контактних напружень, знизити початкове зусилля натискання кнопки та забезпечити високу плавність ходу механізму без заклинювань.

Функціонування вузла фіксації базується на принципі трансформації зусилля від натискання кнопки у переміщення фіксуючих поверхонь і поділяється на демонтаж та монтаж насадки.

При прикладанні зовнішнього зусилля до кнопки її внутрішній профіль ковзає по криволінійній зовнішній поверхні пружних пелюсток. Внаслідок клинового ефекту пелюстки сприймають пружну деформацію згину і симетрично розходяться у радіальному напрямку від центральної осі. При цьому ефективний внутрішній діаметр фіксуючого отвору збільшується на величину, достатню для виходу запірного бурта змінної функціональної насадки із зачеплення, що дозволяє безперешкодно демонтувати її з корпусу фіксатора.

Процес встановлення змінної насадки реалізований за принципом автоматичного замикання і не потребує попереднього натискання кнопки. Кінцева торцева частина змінної насадки виконана у вигляді напрямного конічного заходця. При лінійному введенні насадки в гніздо фіксатора її конічна поверхня взаємодіє з внутрішніми кромками пружного елементу, плавно розсовуючи їх у радіальному напрямку та викликаючи їх пружну деформацію. Після повного проходження максимального діаметра запірного конуса насадки, пелюстки під дією накопичених внутрішніх сил пружності повертаються у

вихідний (недеформований) стан, замикаючи посадковий бурт насадки в пазу корпусу.

З урахуванням вимог експлуатації було визначено геометричні параметри та операцією Extrude отримано тіло деталі (рис. 2.15).

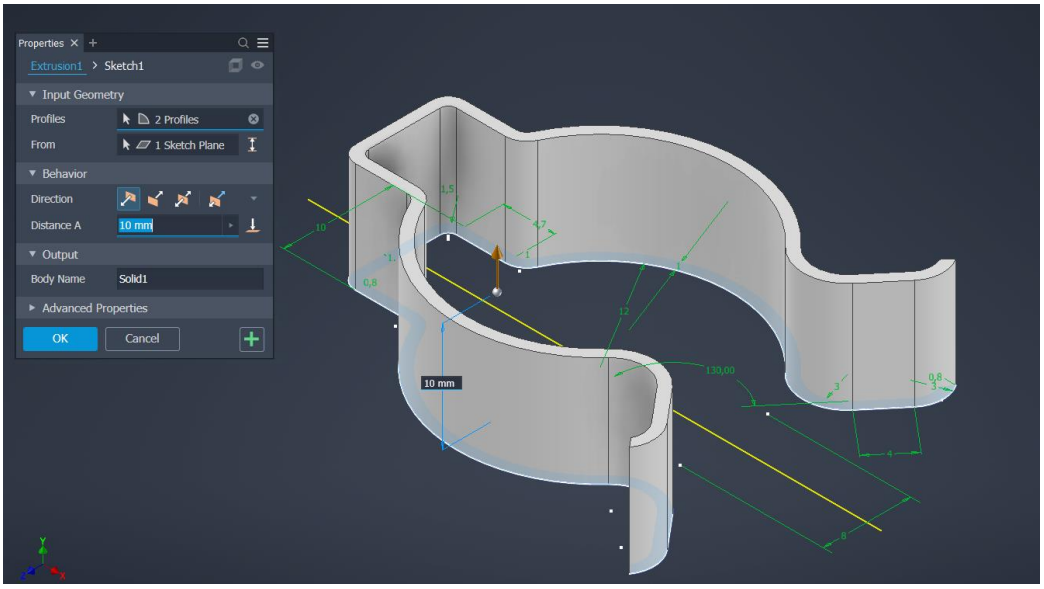


Рисунок 2.15 – Видавлювання тіла деталі з ескізу

Також, для забезпечення плавності ходу, оптимізації процесу виготовлення деталі адитивним методом та уникнення заклинювань і пошкоджень поверхні кнопки додано скруглення (рис. 2.16) на кінці пелюсток.

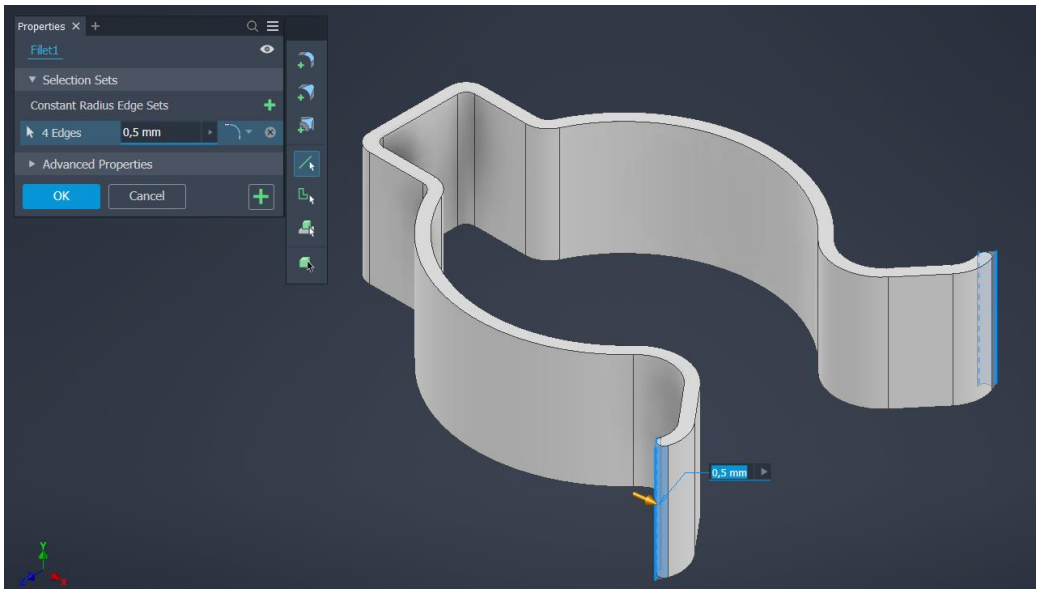


Рисунок 2.16 – Додавання скруглень на кінці пелюсток пружного елемента

Для монтажу пружного елемента в корпус фіксатора додано отвір (рис. 2.17).

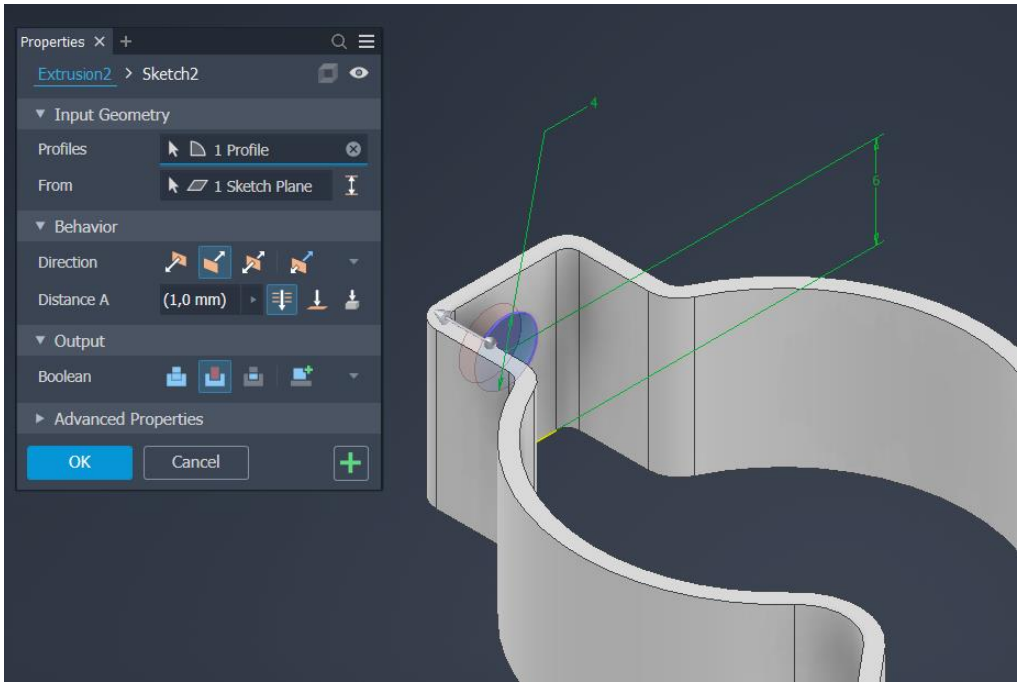


Рисунок 2.17 – Додавання кріпильного отвору

На основі 3D-моделі розроблено робочий кресленик деталі наведений в Додатку В.

2.4.3 Конструювання збірної кнопки фіксатора

Кнопка фіксатора виконана збірною, адже така конструкція дає змогу забезпечити точність та направленість ходу при натисканні кнопки та разом з тим рухома її частина забезпечує фіксацію насадки в бажаному кутовому положенні штифтом.

Також, на кожній з складових кнопки змодельовано відповідні виступи та пази для фіксації положення рухомої частини кнопки.

Змодельована основа кнопки містить напрямні пази (1) для забезпечення точності ходу кнопки при натисканні, гладкі поверхні контакту кнопки з пружним елементом фіксатора (2), а також виступи для фіксації рухомої частини кнопки (3) (рис. 2.18).

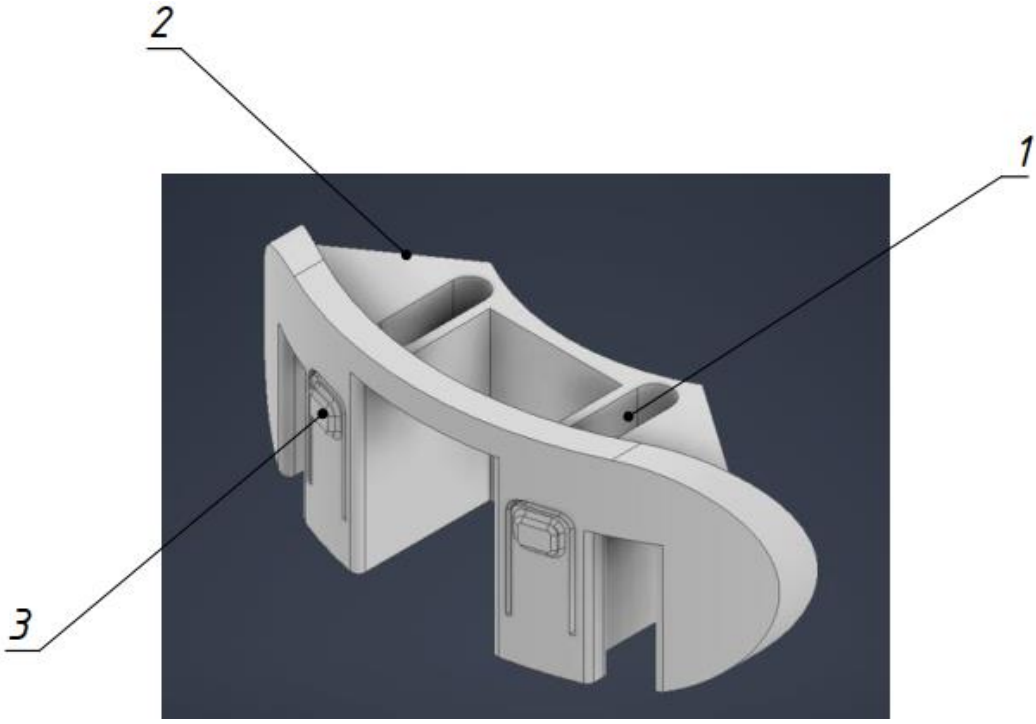


Рисунок 2.18 – Змодельована основа кнопки

Рухома частина кнопки містить штифт для фіксації кутового положення функціональної насадки який входить в передбачені в ній пази (1) та пази фіксації положення самої кнопки відносно її основи (2) (рис. 2.19).

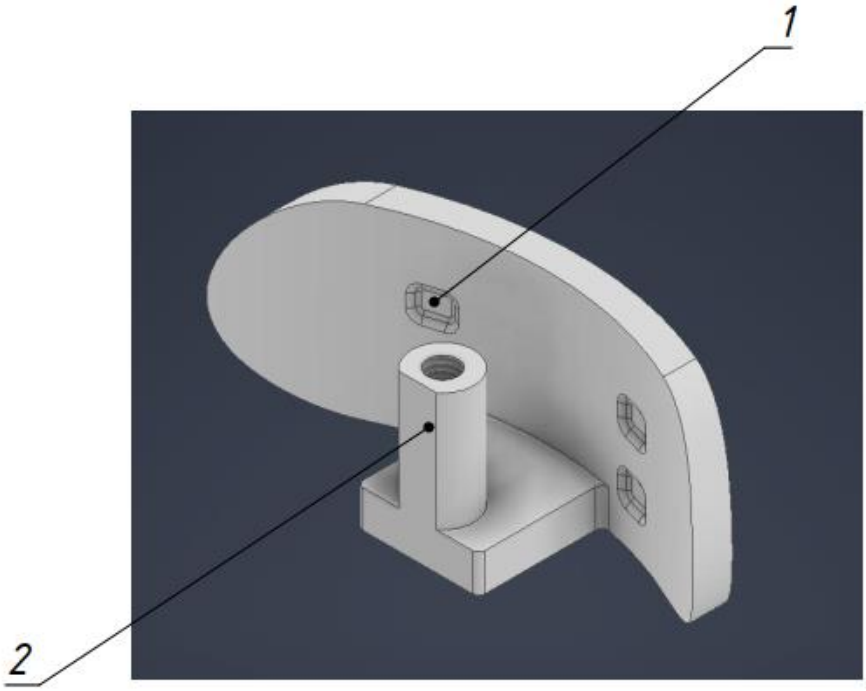


Рисунок 2.19 – Змодельована рухома частина кнопки

Остаточна збірка кнопки та встановлення гвинта в штифт фіксації положення насадки (рис. 2.20) проводиться в копусі фіксатора.

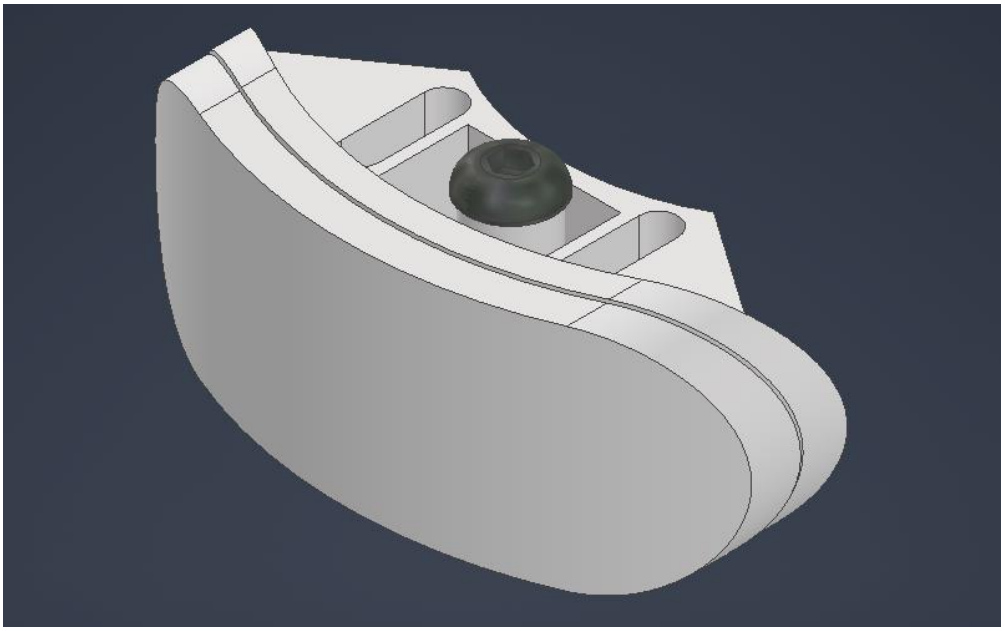


Рисунок 2.20 – Збірка кнопки

2.5 Конструювання функціональної насадки «гак»

2.5.1 Аналіз конструкції прототипу «гака»

Пасивні функціональні протези можуть бути забезпечені спеціальними насадками, які виконують пасивну функцію захвату або утримання. Зміна насадок, їх юстування, відкриття і закриття здійснюється здоровою рукою. Активна регуляція функції захвату на стороні ампутації не передбачена.

Під час моделювання змінних модулів складної геометричної форми (таких як наприклад насадка «гак» прототип Rushton ALX [2] (рис. 2.21)) було досліджено особливості експлуатації цієї насадки в побуті.

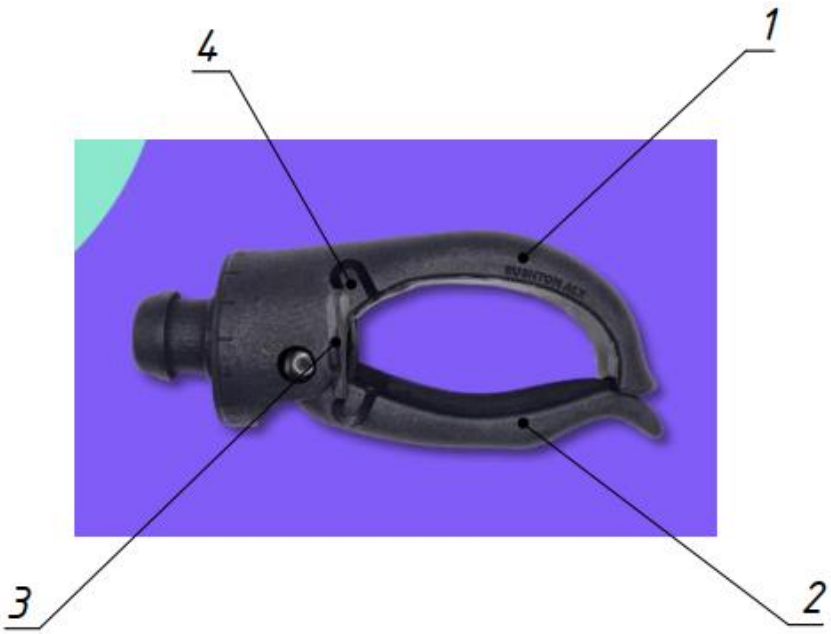


Рисунок 2.21 – Rushton ALX

Форма цього інструмента базується на принципах ергономіки та біомеханіки взаємодії з предметами. Можна виділити кілька ключових зон:

- асиметрична двостулкова форма (одна губка ширша та масивніша (1), інша — тонка з вигином (2)). Губка (1) виконує роль опорної поверхні, як долоня або нерухомий палець, яка сприймає основне навантаження. Вигнута назовні губка (2) працює як «гачок» для швидкого підхоплення предметів та забезпечує притискання за рахунок еластичних елементів (резинок) (3) натягнутих між стулками.
- хвилеподібний S-подібний вигин рухомої губки. Кінчик цієї губки (2) відігнутий назовні. Це зроблено для того, щоб користувач міг легко «насунути» або проштовхнути предмет (наприклад, ручку дверей чи кермо) всередину захвата без необхідності розводити губки іншою рукою.
- звуження та внутрішній радіус у верхній точці сходження створює зону замкнутого фіксованого обхвату. Якщо предмет (наприклад, держак парасольки чи кермо автомобіля) потрапляє у верхню частину, він утримується там і не вислизає.
- гачкові пази в основі губок – місця для кріплення еластичних елементів (резинок). Оскільки протез пасивний (тяговий), ці пази дозволяють

регулювати зусилля стискання або утримання предмета залежно від жорсткості встановленої резинки.

В побуті та для самообслуговування ця насадка переважно виконує такі функції:

- керування автомобілем – форма внутрішнього скруглення ідеально підходить для охоплення обода керма автомобіля. Користувач може надійно фіксувати кермо для утримання траєкторії, при цьому легко виймати протез із зачеплення в екстреній ситуації (безпека при звільненні руки).
- утримання посуду – завдяки внутрішньому округлому контуру, цим гаком зручно тримати чашки за ручку, фіксувати корпус термоса або пляшки, притримувати тарілку під час нарізання їжі здоровою рукою.
- приготування їжі – геометрія дозволяє зачепити та утримувати ручку сковорідки чи каструлі, відкривати дверцята холодильника, мікрохвильовки або духовки.
- перенесення речей – загальна форма ідеально пристосована для носіння сумок, пакетів з покупками, рюкзаків або портфелів за ручки (навантаження йде безпосередньо на міцну основу гака).
- одягання – за допомогою тонкого вигнутого кінчика можна підчепити та підтягнути штани чи взуття

При заданні геометричних параметрів деталі на початку проєктування за основу було взято приклади різноманітних гачків для пасивних функціональних протезів (рис 2.22)[17].

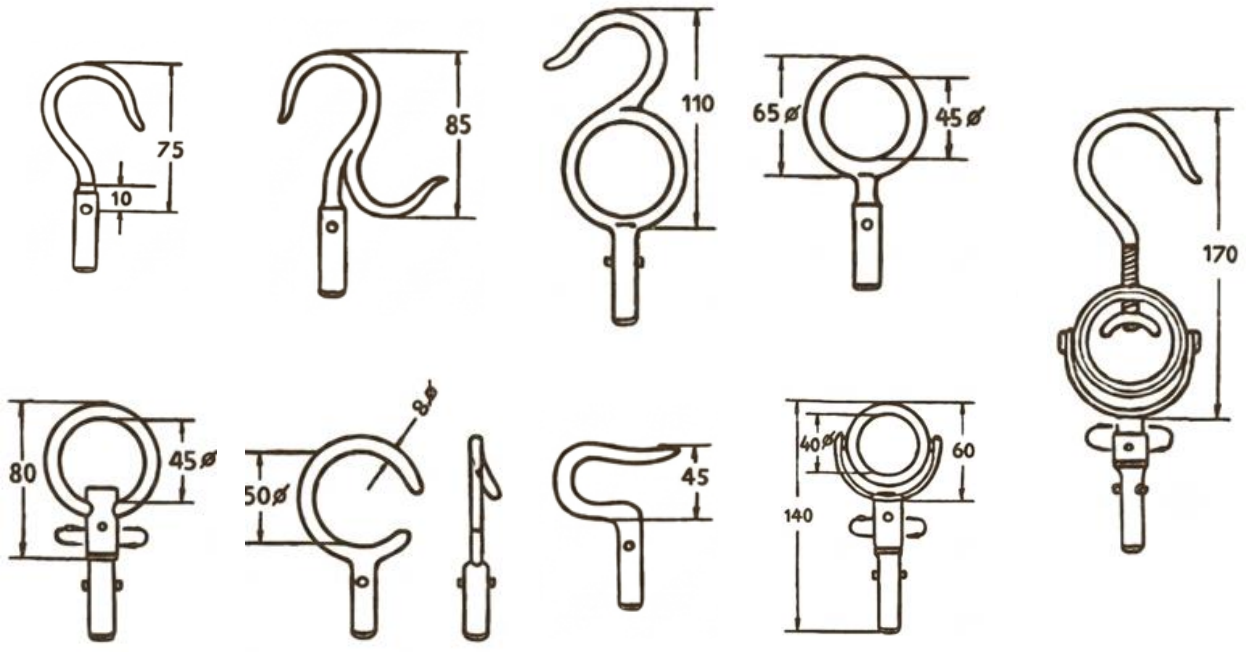


Рисунок 2.22 – Гачки для пасивних функціональних протезів

2.5.2 Кінематика руху та розташування осей насадки «гак»

Механізм насадки являє собою плоский важільний механізм 2-го класу (за класифікацією Ассура) або спрощену поворотну кінематичну пару.

Вісь обертання: Головна вісь (шарнір) з'єднує нерухому основу гака та рухому малу губку. Вона утворює обертальну кінематичну пару 5-го класу з одним ступенем вільності W=1.

Палець працює як важіль третього роду (одноплечий важіль)[19].

Вісь обертання пальця О віднесена від центральної осі гаку (рис. 2.23). Це зумовлено забезпеченням вертикального крайнього положення рухомої частини а також максимально допустимих навантажень на робочу зону нерухомої частини гака у напрямку осі.

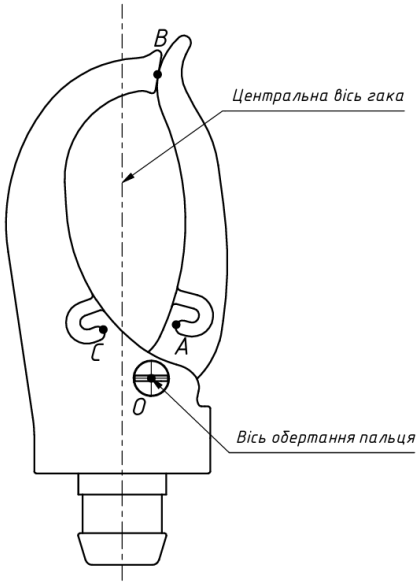


Рисунок 2.23 – Визначення осей

Розглянемо рухому ланку ОВА (палець) в крайньому закритому положенні в системі координат. Початок системи координат лежить на осі обертання пальця. Точки О та С належать нерухомому гаку. В точці А прикладається сила натягу Т. Її віднесено від прямої ОВ для забезпечення натягу еластичних елементів стиску.

Побудуємо кінематичну схему механізму гака (рис. 2.24).

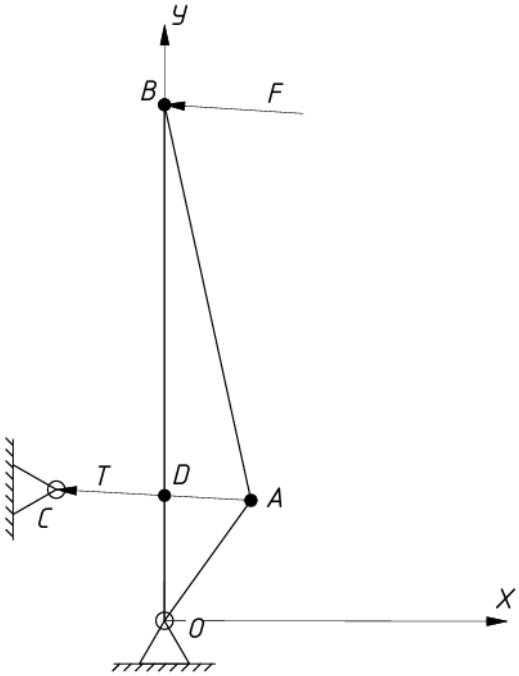


Рисунок 2.24 – Кінематична схема механізму

Вважатимемо що вектор сили натягу T паралельний вектору сили корисної дії важеля рухомої губки F. Для спрощення розрахунку приймемо вектор T перпендикулярним OB. Тоді відношення плечей сил буде обернено пропорційним відношенню сил.

$$\frac{OD}{OB} = \frac{F}{T}$$

Підберемо еластичні елементи які забезпечують силу натягу 65 Н.

З [3] в побуті зусилля великого пальця руки людини при замиканні хвату створює зусилля 10-15 Н.

Довжина рухомої губки приймемо 95 мм у відповідності до обраного розміру гака.

Отже висота розміщення кріплення еластичного елементу:

$$OD = \frac{F \cdot OB}{T} = \frac{10 \cdot 95}{65} = 15 \text{ мм}$$

Для забезпечення натягу пружних елементів конструктивно прийнято зміщення точки A в напрямку осі X на 10 мм.

Крайнє (закрите) положення обрано вертикальним, при якому лінія дії сили натягу пружного елементу буде перпендикулярною центральній осі гака. В такому випадку в момент мінімального зусилля резинок (найменша деформація на робочому ході) плече сили буде найбільшим.

2.5.3 Створення твердотілої моделі гаку в середовищі Autodesk Inventor Professional

З урахуванням розрахованих параметрів, розмірів гаків функціональних протезів та геометричних параметрів наявного прототипу було створено твердотілу модель (рис. 2.25).

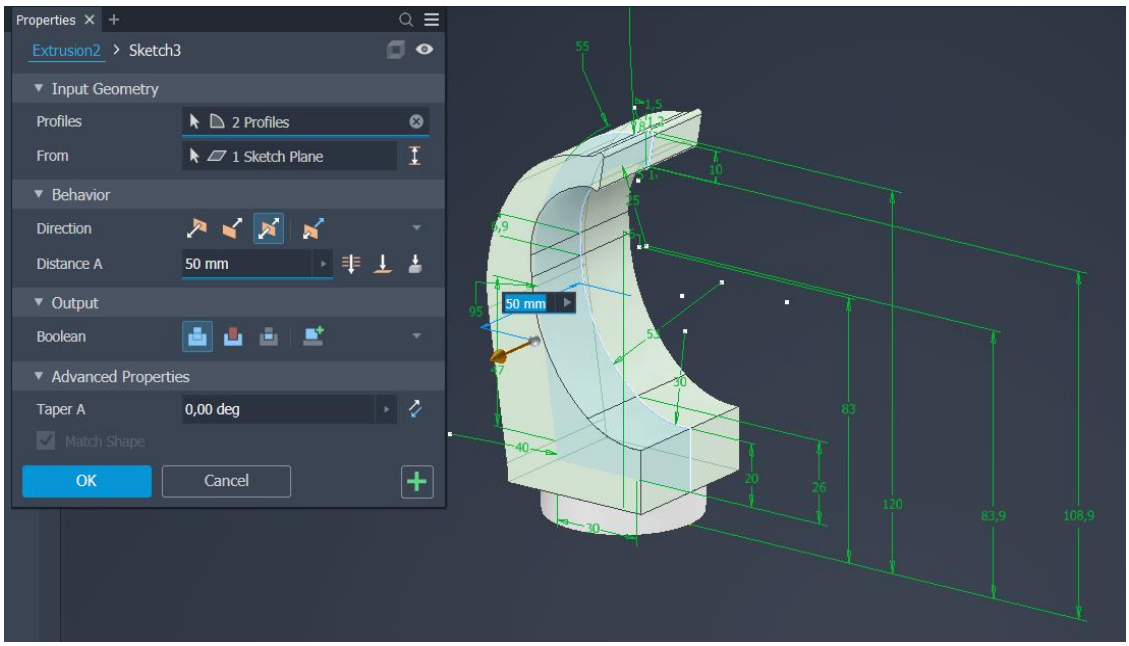


Рисунок 2.25 – Процес створення моделі

З ергономічної точки зору та для забезпечення комфорту використання усі переходи між площинами та циліндричними частинами виконані з великими радіусами скруглень (рис. 2.26). Це знижує коефіцієнт концентрації напружень у небезпечних перерізах при згині, що критично для шаруватих пластиків.

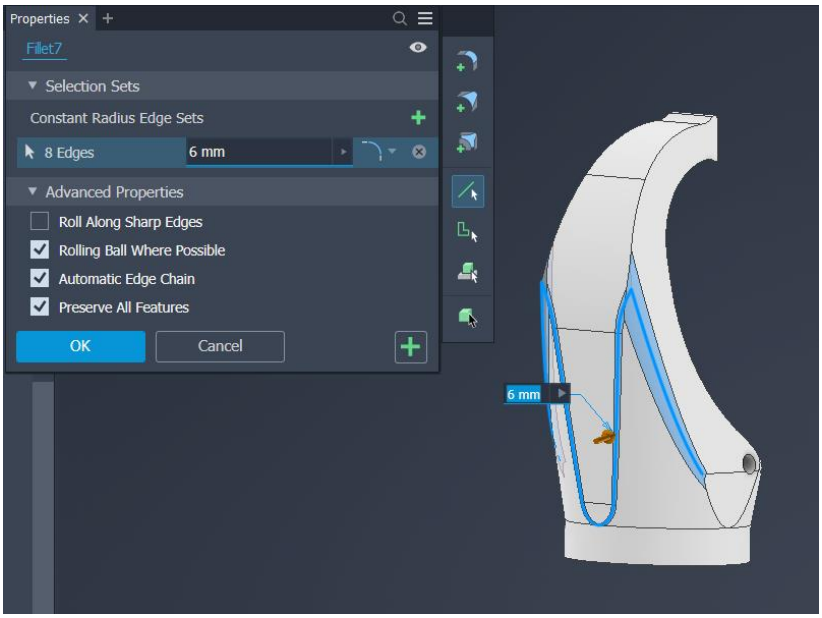


Рисунок 2.26 – Скруглення переходів між площинами

Отже, з використанням інструментів 3D побудови було створено модель гаку з усіма необхідними конструктивними елементами (рис. 2.27)

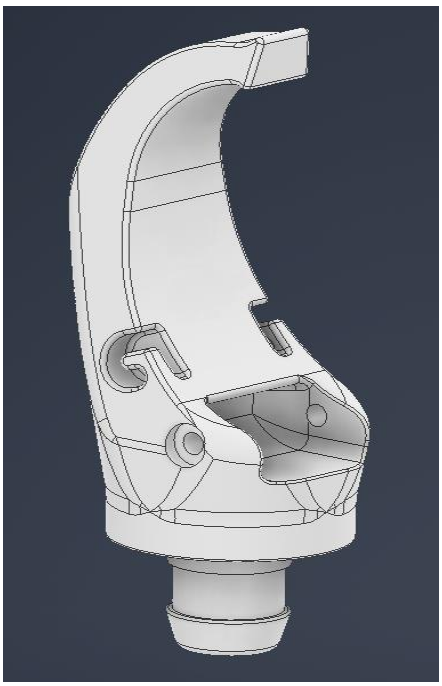


Рисунок 2.27 – Готова твердотіла модель гаку

На основі 3D-моделі розроблено робочий кресленик деталі наведений в Додатку Є.

2.5.4 Вибір матеріалу для виготовлення прототипу «гака»

Для виготовлення прототипу було обрано конструкторський пластик PETG (поліетилентерефталат гліколь). При виборі матеріалу проводився порівняльний аналіз із найбільш поширеним у 3D-друці полімером PLA (полімолочна кислота). Результати порівняння фізико-механічних та технологічних властивостей наведено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Фізико-механічні характеристики матеріалів PETG та PLA [10]

Фізико-механічний параметр	PLA	PETG
1	2	3
Модуль пружності при розтягуванні, ГПа	3,3 – 3,8	2,1 – 2,4
Границя міцності при розтягуванні, МПа	50 – 65	45 – 50

Кінець таблиці 2.2

1	2	3
Відносне подовження при розриві, %	4 – 6	20 – 50
Ударна міцність за Ізодом (із надрізом), кДж/м²	2,5 – 4,0	6,0 – 9,0
Температура склування (теплостійкість), °C	55 – 60	75 – 80

Незважаючи на те, що пластик PLA має дещо вищу номінальну границю міцності та є надзвичайно простим у друці, він має критичні недоліки:

- висока крихкість. Мале відносне подовження при розриві (до 6%) та низька ударна міцність призводять до того, що під дією раптових експлуатаційних або динамічних навантажень (наприклад, під час фіксації чи зміни насадки із зусиллям) вузли кріплення з PLA схильні до миттєвого крихкого руйнування без попередньої пластичної деформації.
- низька температурна стабільність. Температура склування PLA становить усього 55 °C. Це означає, що при незначному нагріванні (наприклад, у літній період або під час санітарної обробки теплою водою) матеріал втрачає жорсткість і деформується під дією внутрішніх напружень.
- низька хімічна стійкість. PLA схильний до біодеградації та гідролізу при тривалому контакті з вологістю та шкірними виділеннями людини.

Пластик PETG поєднує в собі позитивні технологічні властивості PLA (низька усадка, простота друку) та механічні переваги більш жорстких інженерних пластиків (ABS, Nylon) [12]. Це наприклад такі властивості як:

- ударна в’язкість та пластичність. PETG характеризується високим відносним подовженням при розриві (до 50%) та високою ударною міцністю. Це надає деталям протеза необхідної в'язкості руйнування: під дією навантажень у 100-150 Н (визначених у технічному завданні для

робочих насадок) елементи фіксатора будуть пружно деформуватися, а не ламатися;

- висока міжшарова адгезія.
- хімічна та екологічна стійкість. PETG є гідрофобним, стійким до дії розбавлених кислот, лугів, спиртів та миючих засобів. Матеріал є біоінертним, що є важливою вимогою для елементів, які можуть прямо чи опосередковано взаємодіяти зі шкірою пацієнта або м’яким рукавом протеза.

2.6 Створення збірки протезу в 3D

2.6.1 Збірка насадки «гак»

Насадка складається з трьох складових: гак, палець і стяжний болт який виступає в ролі осі обертання.

Взаємне просторове розташування деталей збірки та обмеження їх ступенів вільного руху задавалися за допомогою складальних залежностей (Assembly Constraints) (рис. 2.28):

– Залежність Суміщення (Mate / Flush) — для забезпечення прилягання торцевих і опорних площин деталей.

– Залежність Вставка (Insert) — для суміщення осей циліндричних поверхонь фіксуючих отворів та гвинтів із одночасним обмеженням лінійного зсуву.

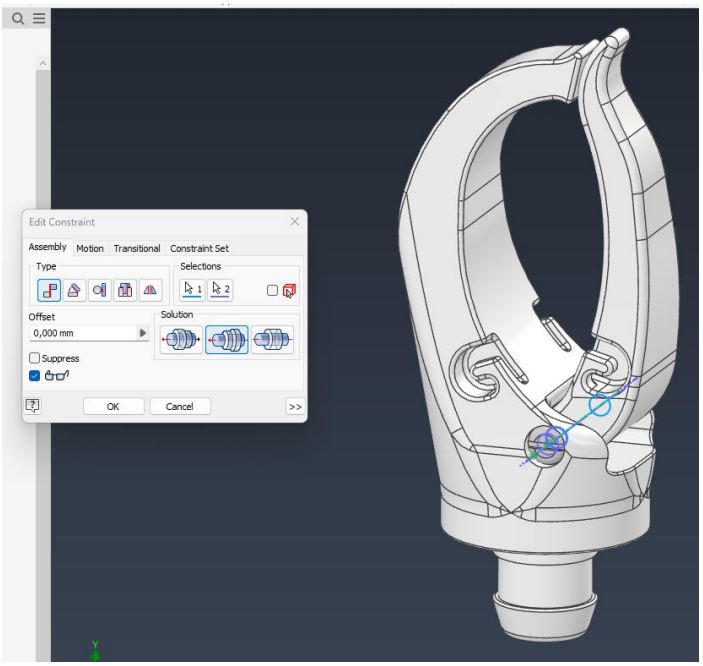


Рисунок 2.28 – Накладення осьової залежності між віссю обертання та рухомим пальцем насадки

Створена збірка (рис. 2.29) дозволяє наочно оцінити правильність геометричного спряження компонентів, перевірити систему на відсутність взаємних перетинів та контролювати зазори у рухомих елементах кріплення.

Рисунок 2.29 – Готова збірка насадки

На основі 3D-моделі розроблено складальний кресленик насадки наведений в Додатку Г.

2.6.2 Збірка фіксатора

Фіксатор складається з корпусу фіксатора, пружного елементу, збірної кнопки а також стандартних виробів (гвинтів, болта, гайки). Збірка відбувалася аналогічно шляхом накладання залежностей (рис. 2.30).

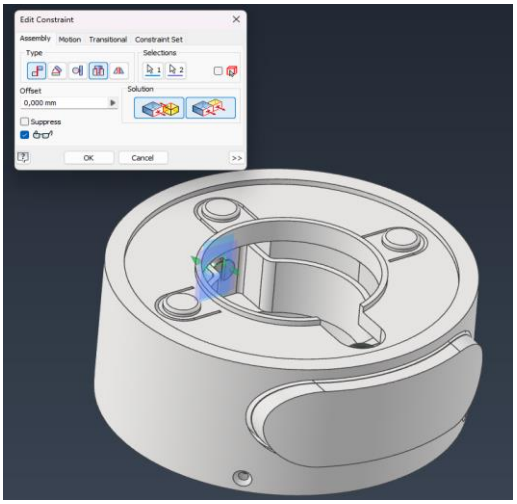


Рисунок 2.30 – Накладення залежності прилягання площин деталей корпусу та пружного елемента

Створення збірки в цьому випадку також передбачає підбір стандартних виробів з каталогу (рис. 2.31).

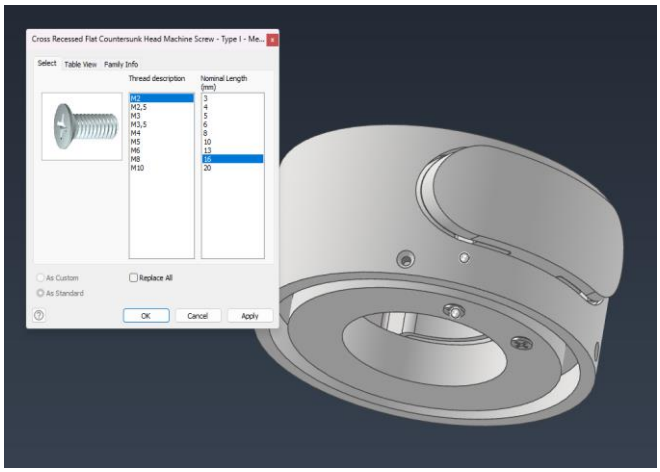


Рисунок 2.31 – Підбір довжини гвинтів які виступатимуть в якості направляючих для кнопки

Таким чином, було створено збірку фіксатора насадок протезу (рис. 2.32).

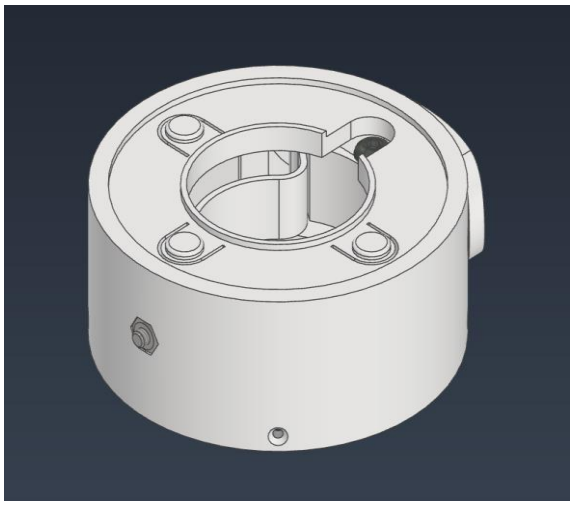


Рисунок 2.32 – Готова збірка фіксатора

На основі 3D-моделі розроблено складальний кресленик наведений в Додатку Д.

2.6.3 Створення загальної збірки протезу

Остаточна збірка протезу протезу з складальних одиниць “гак”, “фіксатор”, приймальна гільза та стандартні вироби – гвинти. Спочатку було з’єднано рукав з фіксатором (рис. 2.33)

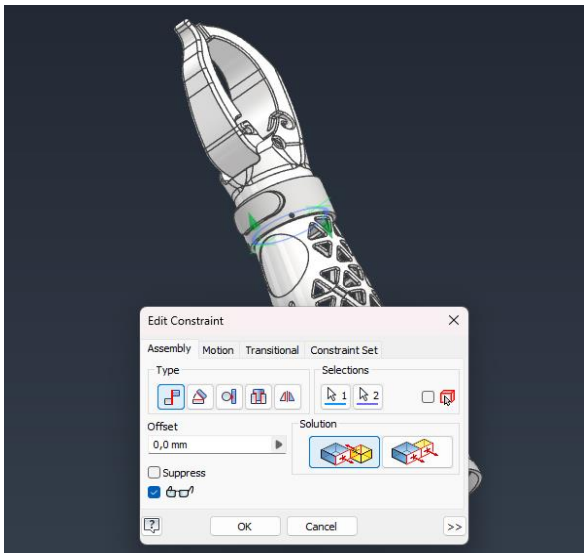


Рисунок 2.33 – Накладення залежності прилягання площин деталей фіксатора та гільзи.

Далі встановлено функціональну насадку (рис. 2.34)

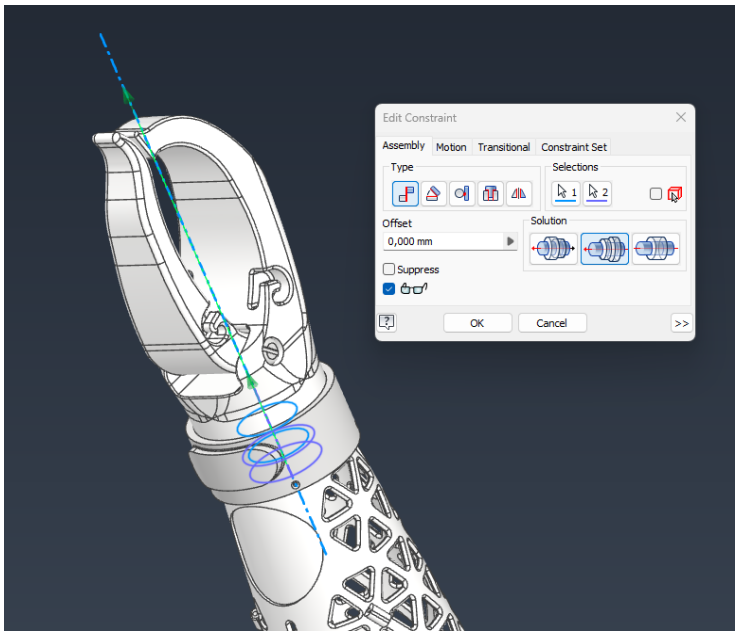


Рисунок 2.34 – Накладення осьової залежності між віссю обертання та рухомим пальцем насадки

Додано стандартні елементи гвинти і отримано остаточну збірку всієї конструкції (рис. 2.35)

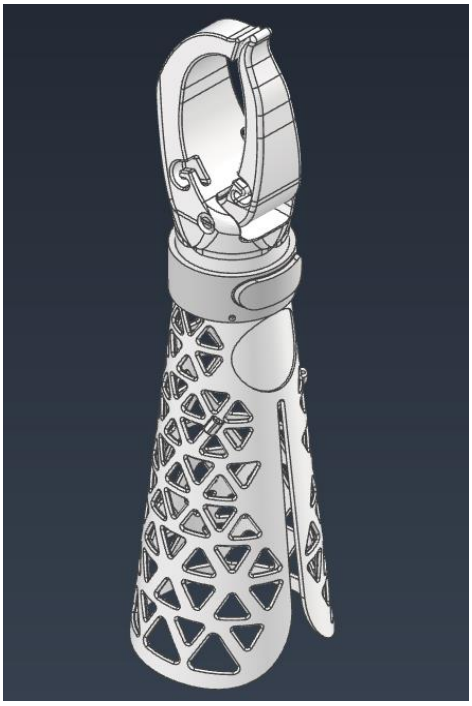


Рисунок 2.35 – Збірка протезу передпліччя

На основі 3D-моделі розроблено складальний кресленик наведений в Додатку Е.

Висновок до розділу 2

У другому розділі реалізовано повний цикл конструкторського розроблення та тривимірного моделювання компонентів протеза верхньої кінцівки. На основі даних лазерного 3D-сканування прототипу Shining 3D FreeScan Combo та прямих контрольно-вимірювальних операцій виконано реверс-інжиніринг геометричних поверхонь у САПР Autodesk Inventor.

Розраховано та спроєктовано плоский важільний механізм пасивної функціональної насадки типу «гак», де за результатами кінематичного аналізу визначено оптимальні координати осі обертання рухомої губки та плечі прикладання сил OD = 15 мм для забезпечення комфортного експлуатаційного зусилля замикання хвату 10-15 Н при початковому натягу пружних елементів у 65 Н. Спроєктовано два варіанти перфорації приймальної гільзи (з круглими та трикутними отворами) для зниження загальної маси виробу та забезпечення вентиляції шкіри пацієнта. Виконано комп'ютерну збірку всього виробу, включаючи гільзу, корпус фіксатора, кнопковий механізм та насадку «гак» із підбором стандартних кріпильних елементів, що підтвердило правильність геометричного спряження та відсутність взаємних перетинів деталей.

Обґрунтовано вибір конструкційних матеріалів: ударостійкого та біоінертного пластику PETG для функціональної насадки та зносостійкого еластомеру TPU для приймальної гільзи.

3. ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СКЛАДОВИХ КОНСТРУКЦІЇ

3.1 Постановка задачі

Метою цього розділу є оцінка міцності, жорсткості та конструктивної надійності розроблених елементів протеза верхньої кінцівки шляхом дослідження їхнього напружено-деформованого стану. Для досягнення поставленої мети необхідно виконати чисельне моделювання поведінки деталей під дією статичних експлуатаційних навантажень, що виникають під час повсякденної активності пацієнта та занять спортом.

Об'єктами дослідження у цьому розділі є функціональна пасивна насадка «гак», що підлягає виготовленню з конструкційного пластику PETG та адаптивна приймальна гільза протеза передпліччя, що підлягає виготовленню з термопластичного еластомеру TPU.

Чисельний аналіз напружено-деформованого стану здійснюється за допомогою методу скінченних елементів (МСЕ) у спеціалізованому середовищі аналізу САПР Autodesk Inventor Professional.

Для проведення розрахунків конструкції функціональної насадки «гак» сформульовано такі умови навантаження та розрахункові випадки:

- Аналіз робочої зони при перенесенні вантажів. Моделювання дії вертикального корисного навантаження силою 100 Н на внутрішню опорну поверхню гака, що відповідає утриманню в побуті або під час занять спортом предметів масою від 5 до 10 кг. Головним критерієм міцності є неперевищення максимальними еквівалентними напруженнями за Мізесом значення границі міцності для пластику PETG, яка становить σ_{max} = 57,56 МПа [18].
- Аналіз елементів кріплення еластичних тяг. Оцінка міцності фіксуючих гачків (пазів основи) під дією зусилля натягу силіконової гумової резинки, яке у критичному випадку приймається рівним 103,4 Н (виходячи з площі

її поперечного перерізу 10 мм² та границі міцності силіконової гуми на розрив).

Дослідження розподілу локальних напружень в околі осі обертання рухомої губки (пальця) під дією осьової сили затиску від стяжного болта.

Для дослідження конструктивної надійності приймальної гільзи сформовано такі розрахункові сценарії:

Окремим завданням у межах цього розділу є проведення порівняльного аналізу двох варіантів геометричної модифікації корпусу гільзи — з трикутною та круглою формами перфорації отворів. Оцінювання та порівняння обох варіантів структури здійснюється за критеріями мінімізації концентраторів напружень та досягнення оптимальних показників просторової жорсткості при зниженні загальної маси виробу.

3.2 Аналіз напружено-деформованого стану гільзи

Приймальна гільза протезу сприймає навантаження, які передаються на неї під час використання функціональних насадок, а також навантаження на стінки з зовнішнього боку для закріплення (затягування) на куксі пацієнта.

Протез може використовуватися для занять спортом. Виконання таких вправ як наприклад відтискання передбачає упор в торець рукава (через функціональну насадку і фіксатор), отже для дослідження прикладемо зусилля 400 Н (рис. 3.1) (з урахуванням розподілу ваги людини також на іншу здорову руку та ноги). Прикладемо це зусилля в торець деталі

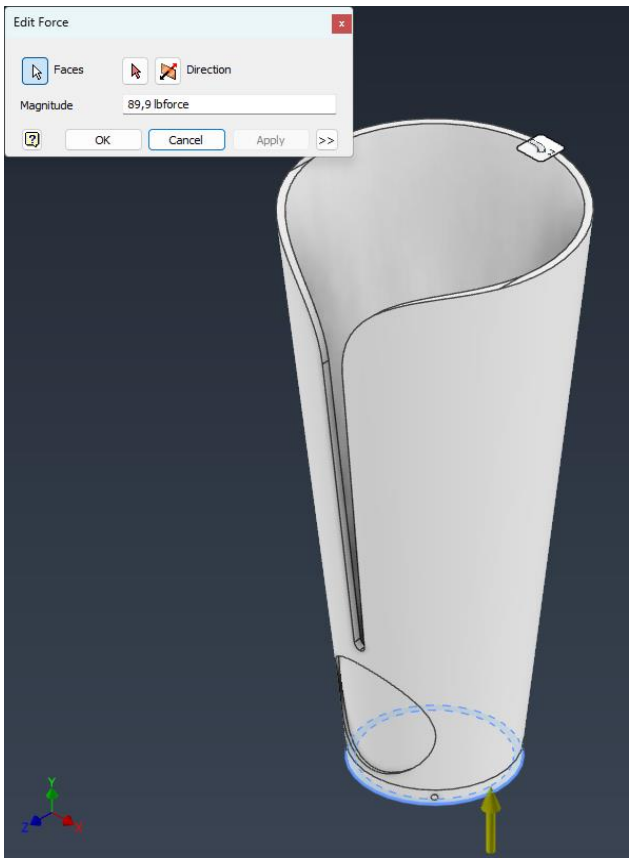


Рисунок 3.1 – Прикладення сили в середовищі аналізу Autodesk Inventor Professional

Проаналізуємо напруження (рис. 3.2), дослідимо деформацію (рис. 3.3).

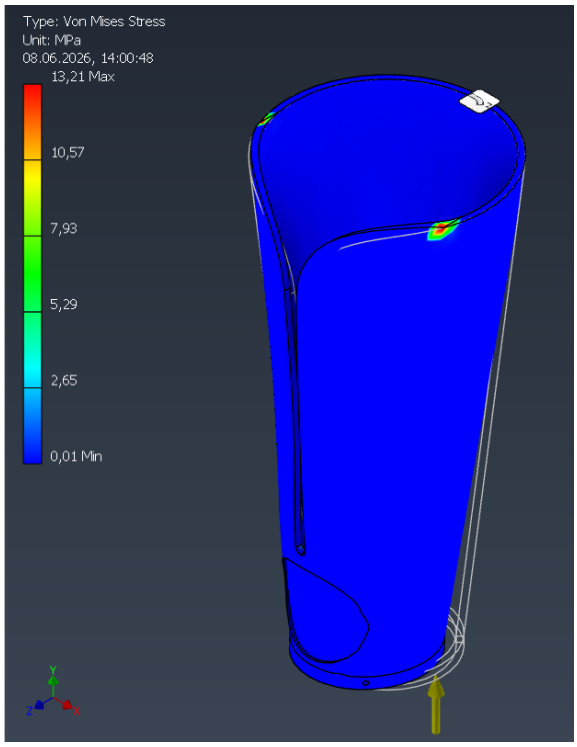


Рисунок 3.2 – Розподіл напружень по Мізесу

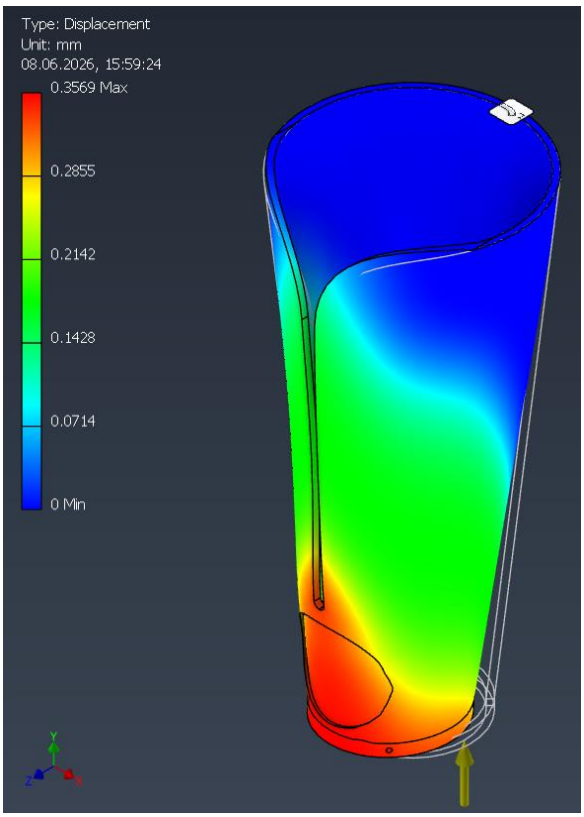


Рисунок 3.3 – Деформації деталі

Навантаження на стінки з зовнішнього боку для закріплення (затягування) на куксі пацієнта приймемо 50 Н (рис. 3.4).

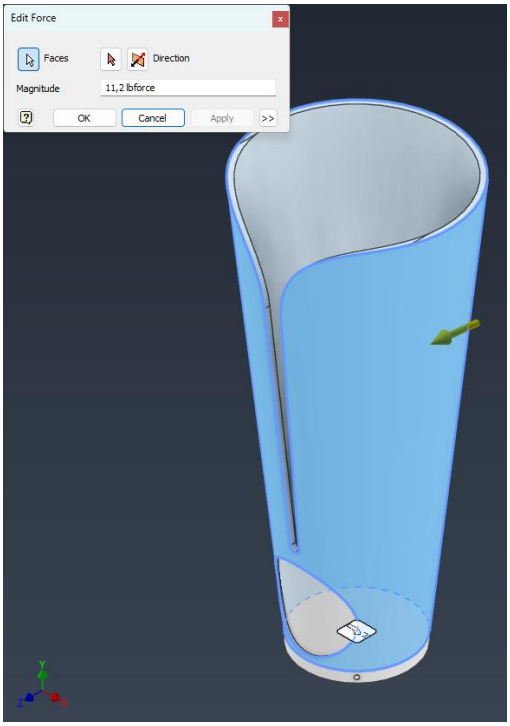


Рисунок 3.4 – Прикладення сили в середовищі аналізу Autodesk Inventor Professional

Проаналізуємо напруження (рис. 3.5), дослідимо деформацію (рис. 3.6).

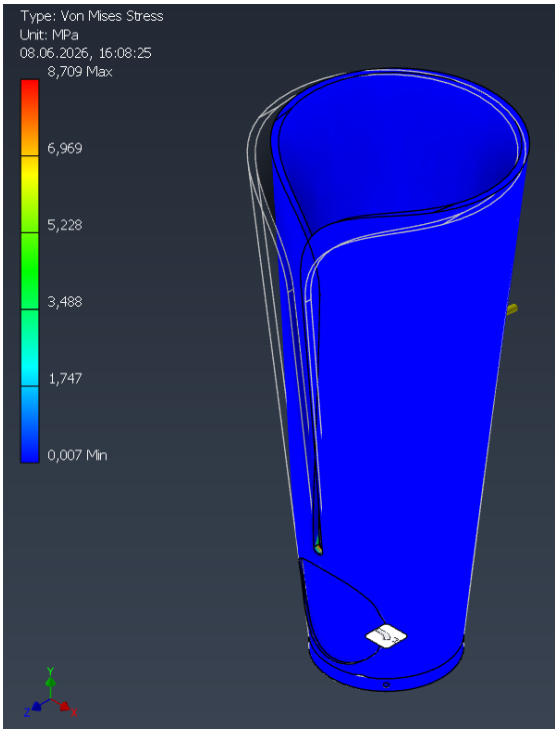


Рисунок 3.5 – Розподіл напружень по Мізесу

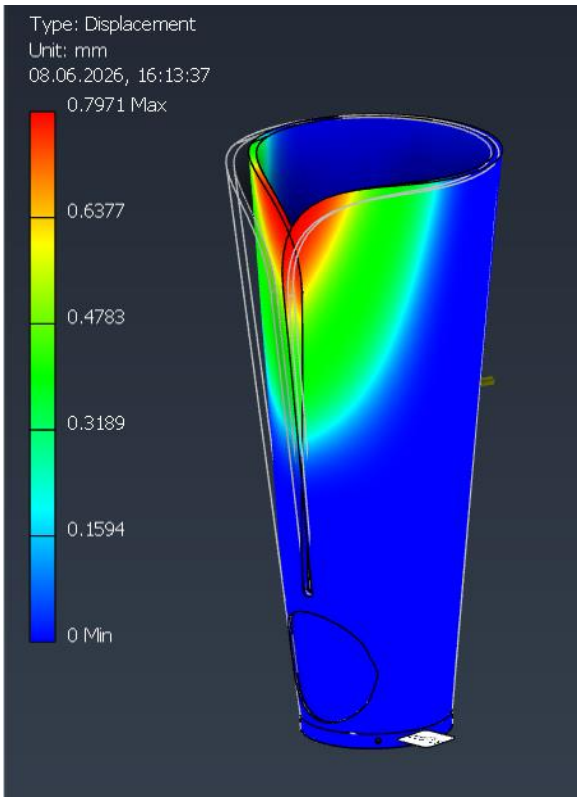


Рисунок 3.6 – Деформації деталі

Для порівняння проведемо аналогічний аналіз розподілу напружень (рис. 3.7) та деформацій (рис. 3.8) з прикладанням сил в торець корпусу гільз з трикутною та круглою перфорацією.

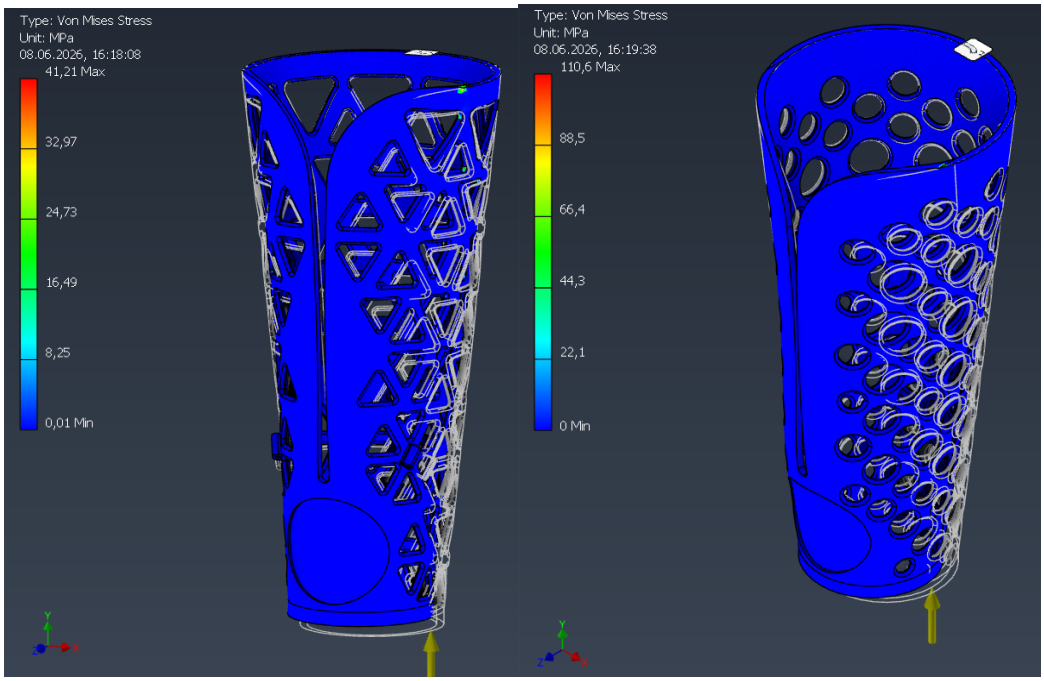


Рисунок 3.7 – Розподіл напружень по Мізесу

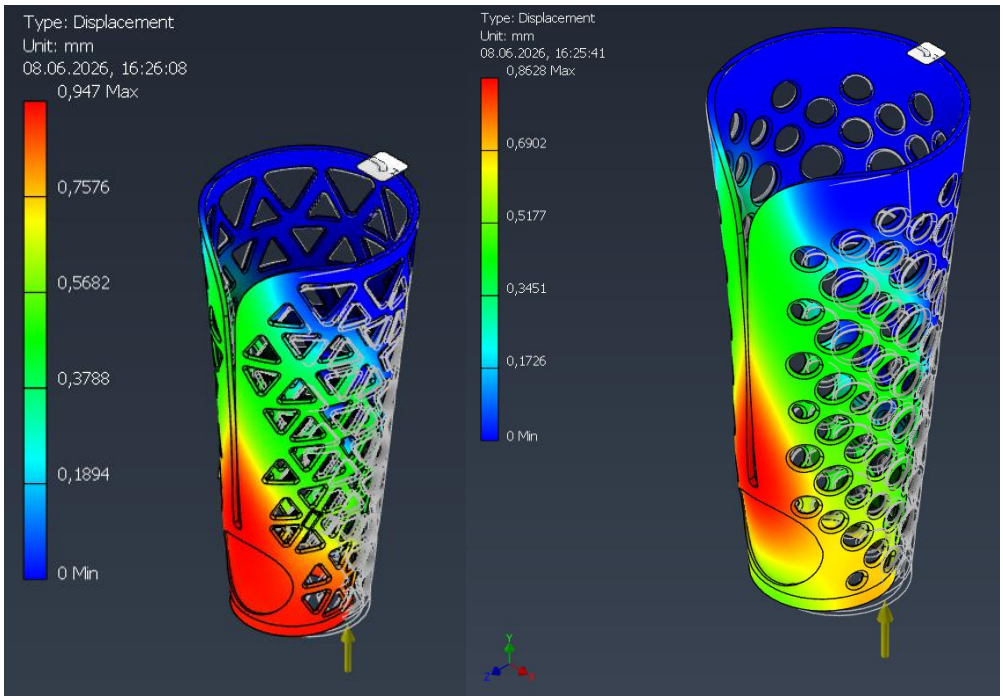


Рисунок 3.8 – Деформації деталей

А також розподіл напружень (рис. 3.9) та деформації (рис. 3.10) при навантаженні прикладеному на стінки з зовнішнього боку корпусу гільзи.

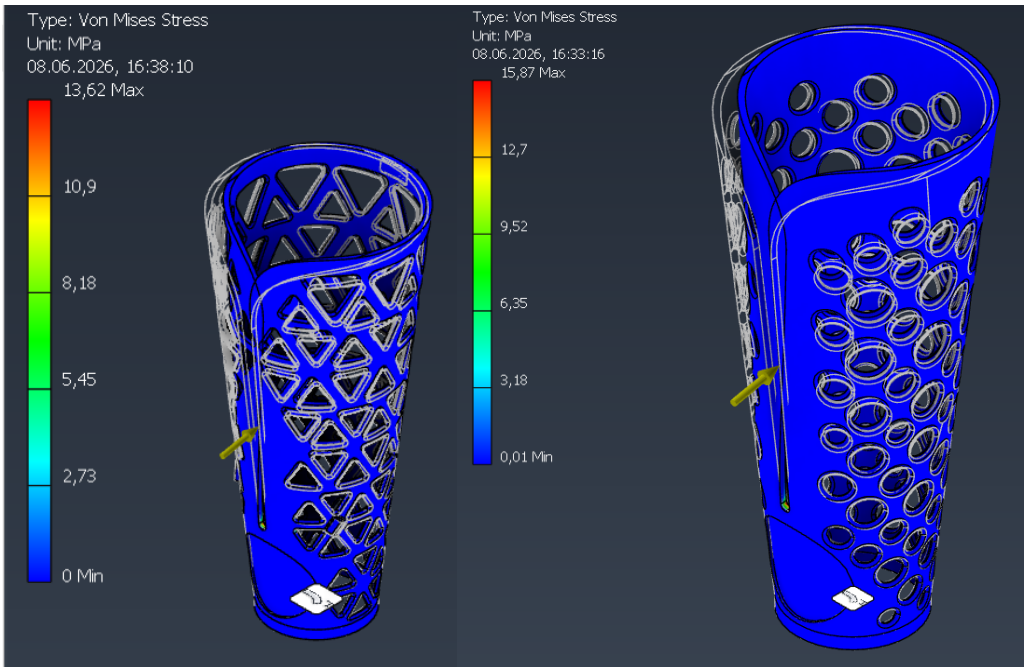


Рисунок 3.9 – Розподіл напружень по Мізесу

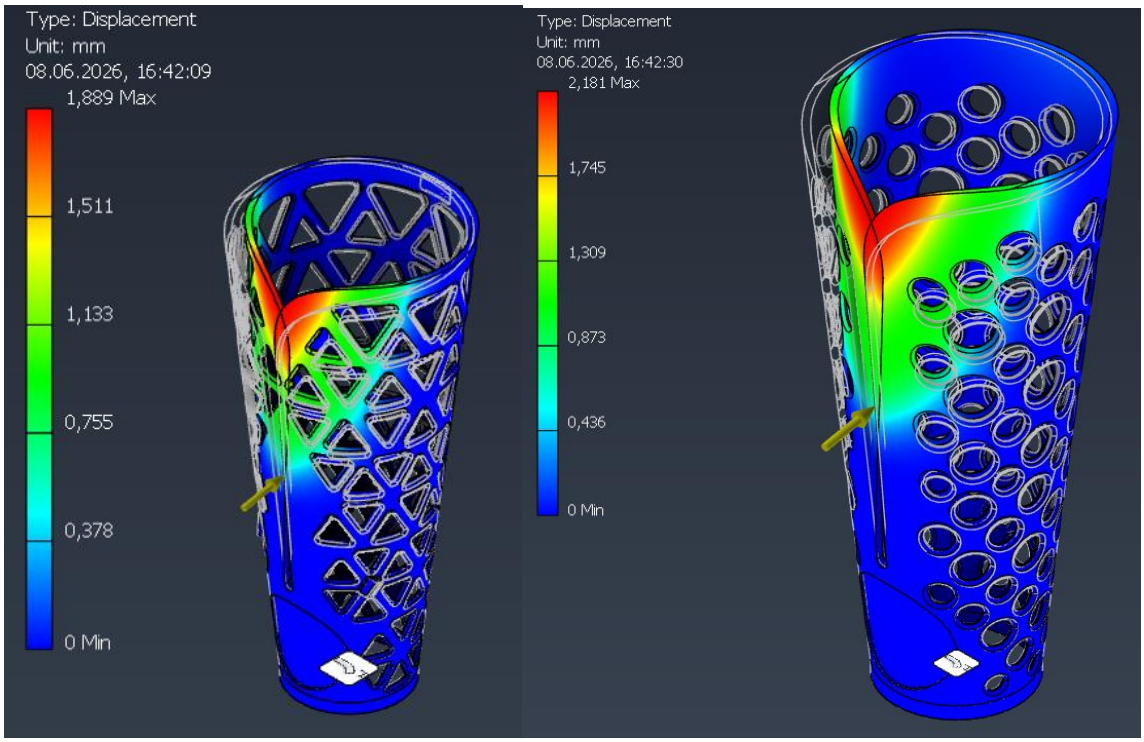


Рисунок 3.10 – Деформації деталей

Проаналізувавши отримані результати досліджень, для виготовлення протезу було обрано трикутну форму перфорації, оскільки вона утворює геометрично незмінну просторову фермову структуру. Відповідно до результатів CAE-моделювання, така конфігурація дозволила знизити пікові локальні напруження у 2,68 раза порівняно з круглими отворами (з 110,6 МПа до 41,21 МПа), забезпечуючи максимальну міцність при мінімальній вазі. Крім того, трикутна решітка гарантує раціональний баланс між еластичністю гільзи для адаптації до об'єму кукси та її поздовжньою жорсткістю.

3.3 Аналіз напружено-деформованого стану насадки «гак»

При використанні насадки в побуті найбільш навантаженою (робочою) зоною функціональної насадки є ділянка 1 (рис 3.11).

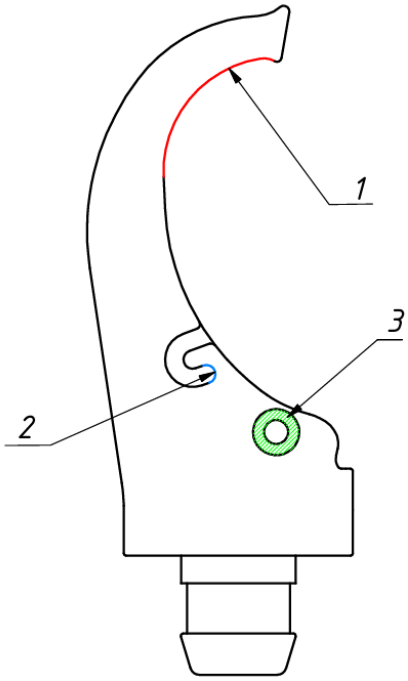


Рисунок 3.11 – Схематичне зображення функціональної насадки

Саме ця частина сприймає на себе навантаження при виконанні побутових задач таких як перенесення вантажу або утримання за поручень. Приймемо, що середня вага вантажу в побуті та при заняттях спортом складає 5-10 кг [3]. Прикладемо силу 100 Н (рис. 3.12). Проаналізуємо напруження (рис. 3.13),

дослідимо деформацію (рис. 3.14) та порівняємо їх з максимальними значеннями для пластику PETG з якого буде виготовлено деталь σ_{max} = 57,56 МПа [18] .

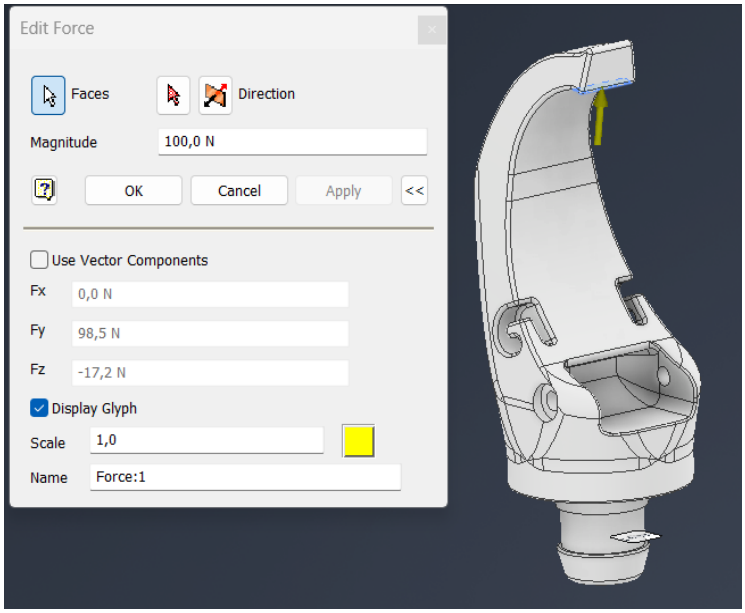


Рисунок 3.12 – Прикладення сили в середовищі аналізу Autodesk Inventor Professional

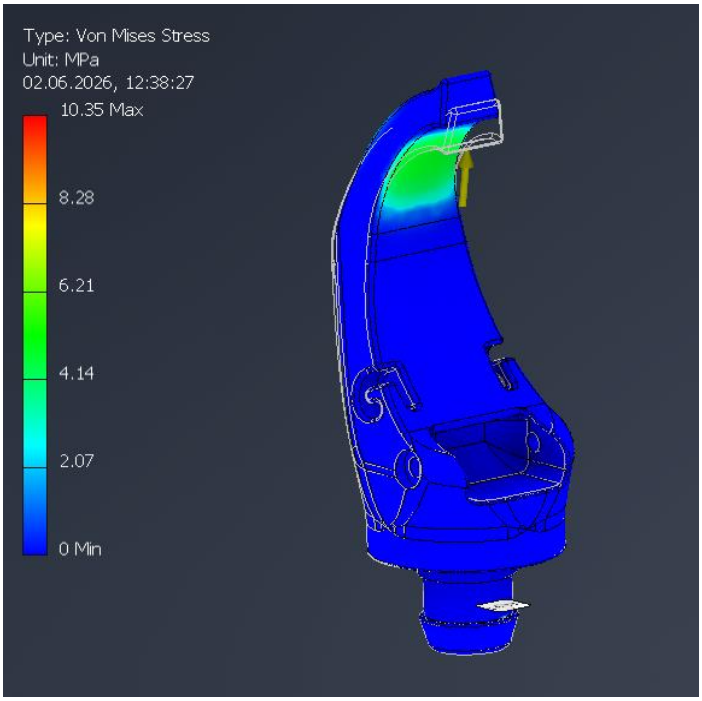


Рисунок 3.13 – Розподіл напружень по Мізесу

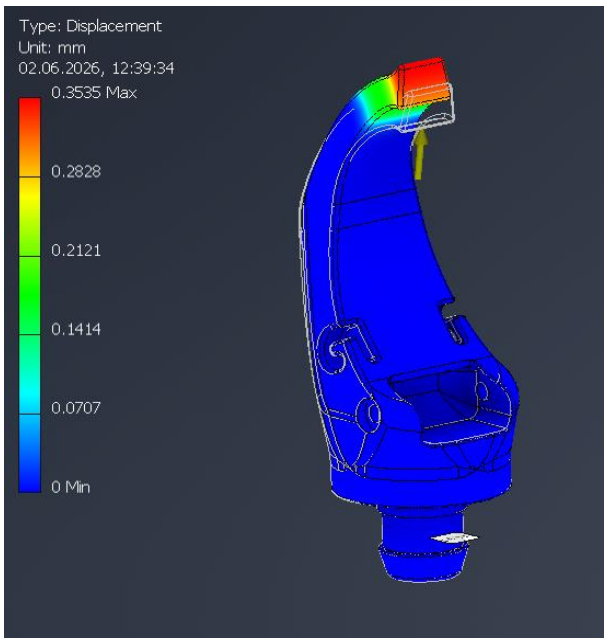


Рисунок 3.14 – Деформації гака

Значення напружень і деформацій що виникають при прикладанні сили є допустимими для обраного матеріалу.

Також, значні навантаження сприймає «гачок» зона 2 (рис. 3.1) за який закріплено еластичний елемент.

Раніше прийнято натяг резинки в початковому положенні 65 Н.

Матеріалом резинки було обрано силіконову гуму [20] через її доступність, стійкість до вологи та миючих засобів. Структура силіконової гуми є більш гнучкою, в порівнянні з іншими наведеними матеріалами, а це означає, що вона може розтягуватися далі під натягом, перш ніж розірватися. Це є важливим фактором при повсякденному використанні протеза, адже знижує частоту заміни резинок. Характеристики еластичних матеріалів наведено в табл. 3.1

Таблиця 3.1 – Характеристики еластичних матеріалів [20]

Тип гуми	Міцність на розтяг (PSI)	Міцність на розрив (МПа)
1	2	3
Натуральний каучук	500 - 3,500	3,4 – 24,1
Нітрилова гума	200 - 3,000	1,38 – 20,7

Кінець таблиці 3.1

1	2	3
Неопреновий каучук	500 - 3,000	3,4 – 20,7
EPDM Rubber	500 - 2,500	3,4 – 17,2
Бутиловий каучук	500 - 2,500	3,4 – 17,2
Силіконова гума	200 - 1,500	1,38 – 10,34
Вітонова гума	500 - 2,000	3,4 – 13,8

При площі поперечного перерізу резинки 10 мм^2 міцність на розрив становитиме σ_{max}=103,4 МПа.

Отже, перевіримо «гачки» на злам при зусиллі 103,4 Н (рис. 3.15).

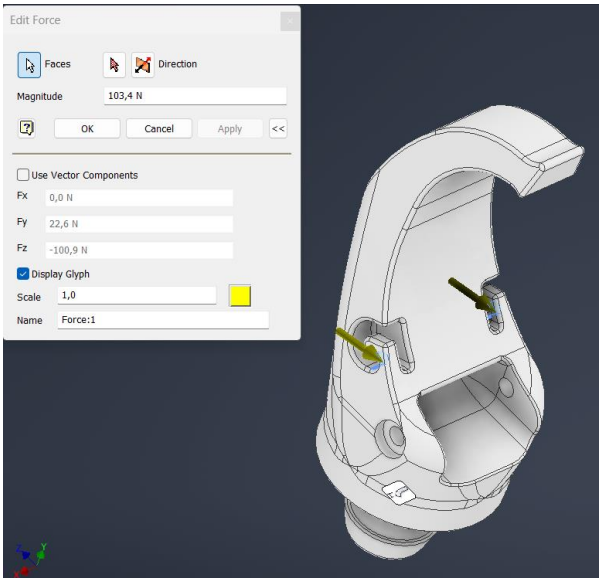


Рисунок 3.15 – Прикладення сили в середовищі аналізу Autodesk Inventor Professional

Проаналізуємо напруження (рис. 3.6), дослідимо деформацію (рис. 3.7) та порівняємо їх з максимальними значеннями для пластику PETG з якого буде виготовлено деталь.

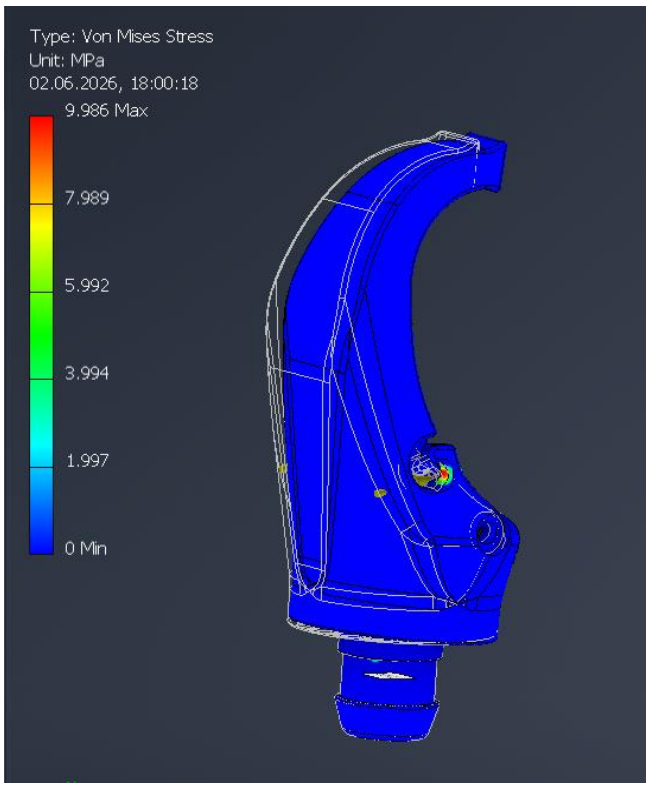


Рисунок 3.16 – Розподіл напружень по Мізесу

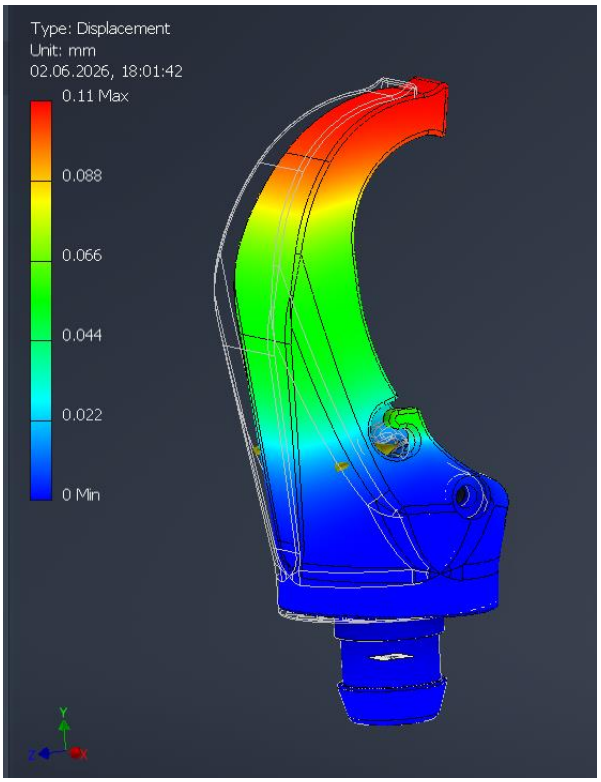


Рисунок 3.17 – Деформації «гачків»

Значення напружень і деформацій що виникають при прикладанні сили є допустимими для обраного матеріалу [18].

Зона 3 (рис. 3.1) сприймає навантаження при затягуванні стяжного болта який виступає в якості осі обертання для рухомої губки.

Розрахуємо силу затиску болта [21]:

$$T = K \cdot D \cdot F$$

де: F – осьова сила тиску (затискання), Н

T – крутний момент (момент затягування), Н·м

D – номінальний діаметр гвинта, мм

K – коефіцієнт тертя (гайковий фактор), для пари сталь-пластик прийнято K = 0,2.

Звідси сила затиску визначається:

$$F = \frac{T}{K \cdot D}$$

Момент затягування динамометричною викруткою T = 0,5 Н·м

Номінальний діаметр гвинта D = 4 мм = 0,004 м

Матимемо:

$$F = \frac{0{,}5}{0{,}2 \cdot 0{,}004} = 625 \text{ Н}$$

Перевіримо, чи є таке зусилля допустимим для деталі. Прикладемо його до поверхні 3 (рис. 3.18).

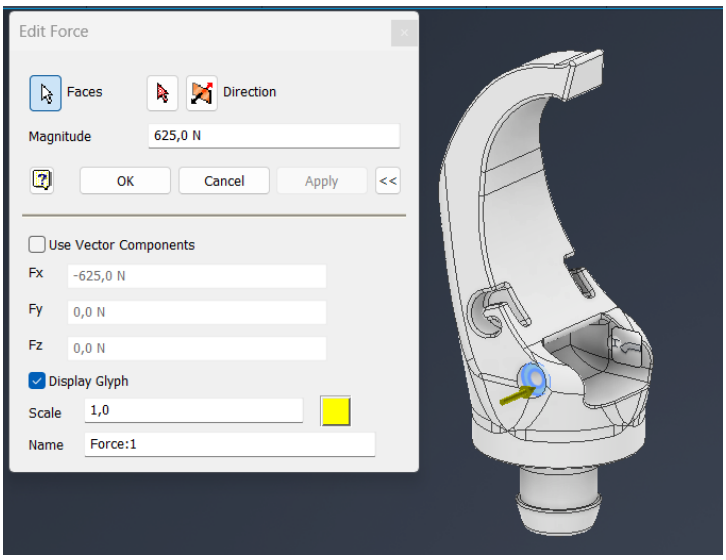


Рисунок 3.18 – Прикладення сили в середовищі аналізу Autodesk Inventor Professional

Проаналізуємо напруження (рис. 3.19), дослідимо деформацію (рис. 3.20).

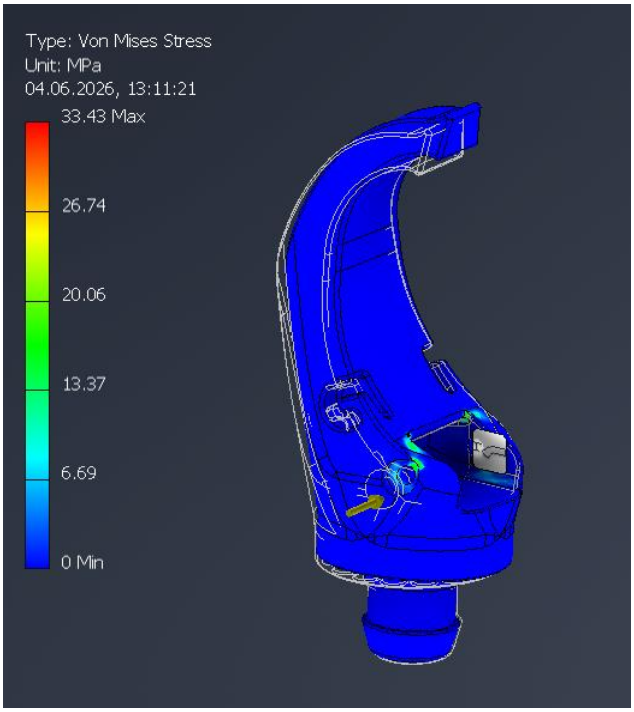


Рисунок 3.19 – Розподіл напружень по Мізесу

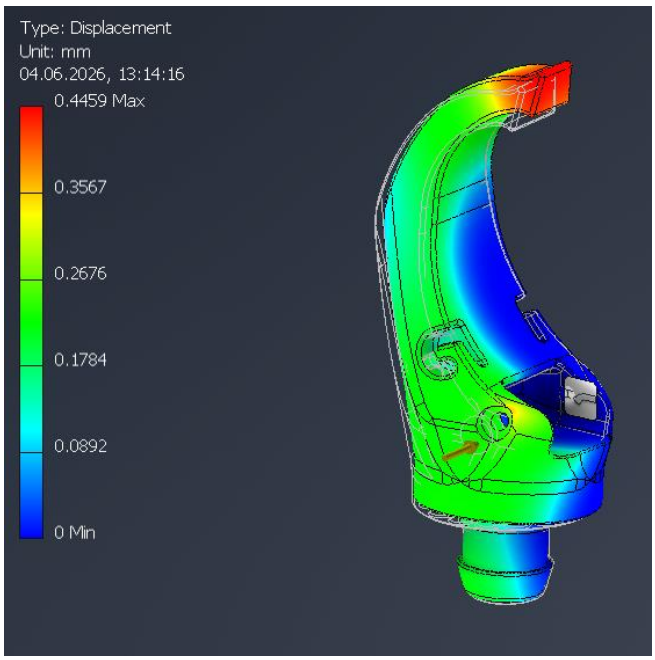


Рисунок 3.20 – Деформації деталі

Отримані значення лежать в межах допустимих для обраного матеріалу.

З проведених досліджень та розрахунків робимо висновок, що конструкція відповідає вимогам експлуатації.

Висновок до розділу 3

Проведено дослідження напружено-деформованого стану (НДС) основних навантажених елементів конструкції протеза за допомогою методу скінченних елементів (МСЕ) у середовищі Autodesk Inventor Professional. Розрахунки НДС насадки «гак» під дією експлуатаційного побутового навантаження 100 Н, зусилля натягу силіконових гумових тягу 103,4 та сили затягування осьового болта 625 Н показали, що максимальні еквівалентні напруження за Мізесом не перевищують границі міцності для пластику PETG 33,43 МПа < 57,56 МПа, а максимальні деформації становлять не більше 0,45 мм, що свідчить про високий запас міцності та жорсткості насадки.

Порівняльний аналіз НДС приймальної гільзи виявив значні переваги трикутної форми перфорації над круглою. При торцевому навантаженні в 400 Н максимальні напруження в гільзі з трикутною перфорацією виявилися у 2,68 раза нижчими, ніж у гільзі з круглими отворами 41,21 МПа проти 110,6 МПа, що пояснюється формуванням оптимальної просторової фермової структури, яка ефективно розподіляє вектори сил та мінімізує концентратори напружень. Отримані результати підтверджують конструктивну надійність протеза при тривалих статичних та циклічних навантаженнях.

4. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ ПРОЦЕС ВИГОТОВЛЕННЯ

4.1 Вибір обладнання

Деталі протеза мають принципово різну форму, розмір та будуть виготовлятися з різних матеріалів. Отже, розглянемо процеси виготовлення деталі гак (нерухома частина функціональної насадки), та приймальної гільзи.

4.1.1 Обладнання для виготовлення прототипу гака

Для друку елементів прототипу «гака» було обрано малогабаритний високошвидкісний 3D-принтер Bambu Lab A1 Mini (рис 4.1). Основні технічні переваги та характеристики обраного принтера, що безпосередньо впливають на якість прототипу:

- Максимальна швидкість переміщення друкуючої головки становить до 500 мм/с при прискоренні до 10000 мм/с². Це суттєво скорочує час технологічного процесу виготовлення насадок та перехідних фланців.
- Система активної компенсації вібрацій (Input Shaping) реалізована в алгоритмах принтера гарантує високу точність позиціонування сопла на осях X та Y навіть на максимальних швидкостях, що мінімізує ризик появи геометричних дефектів.
- Принтер оснащений системою вимірювання динаміки потоку (Pressure Advance) за допомогою вихрострумового датчика, а також автоматичним вирівнюванням робочого столу (Auto Bed Leveling). Це забезпечує стабільну адгезію першого шару та високу повторюваність геометрії деталей.
- Суцільнометалевий хотенд із робочою температурою до 300 °C дозволяє безперешкодно переробляти широкий спектр інженерних термопластів. Нагрівальна платформа здатна підтримувати температуру до 80 °C, що є

необхідною умовою для стабілізації процесу кристалізації матеріалів із помірною усадкою. [11]

Рисунок 4.1 – Bambu Lab A1 mini

На цьому принтері можливий якісний друк раніше обраним матеріалом, а саме PETG.

4.1.2 Обладнання для виготовлення гільзи

Для виготовлення приймальної гільзи верхньої кінцівки методом адитивного виробництва було обрано професійну мультиматеріальну систему Bambu Lab H2D Combo (рис. 4.2). Дане обладнання належить до нового покоління промислових та інженерних 3D-принтерів, а його вибір для реалізації проєкту є технічно та технологічно обґрунтованим з огляду на такі фактори:

1. Оптимальні габарити робочої зони. Геометричні параметри проектованої гільзи (зокрема, її висота 195 мм) вимагають значного запасу простору по осі Z. Робочий об'єм Bambu Lab H2D становить 350×320×325 мм. Це дозволяє вільно позиціонувати виріб у камері, друкувати його монолітно

у вертикальній орієнтації, а також оптимізувати кути нахилу для покращення шорсткості поверхні.

2. Система подвійної екструзії (Dual-Nozzle). Наявність двох незалежних хотендів дозволяє реалізувати комбінований друк. При виготовленні гільзи складного анатомічного профілю це дає змогу використовувати основний гнучкий матеріал (TPU) для тіла гільзи та спеціалізовані розчинні або легковидані пластики (наприклад, PVA чи BVOH) для опорних структур (підтримок). Це забезпечує ідеальну якість внутрішньої поверхні гільзи, яка контактує з куксою, без ризику пошкодження деталі під час механічного видалення підтримок.
3. Контроль термодеформацій та активне нагрівання камери. Принтер оснащений закритою термокамерою з функцією активного нагрівання до 65 °, суцільнометалевим хотендом 350 °C та директ-екструдером DynaSense. Це забезпечує стабільне температурне середовище під час тривалого друку, повністю нівелює температурне усадження полімеру, усуває деформації (warping) та гарантує максимальну міжшарову адгезію еластичного TPU.
4. Інтегрована підготовка матеріалу (AMS 2 Pro). Комплектація Combo містить модуль автоматичної подачі та змінення матеріалу, що функціонує як герметична сушильна камера (активний підігрів до 65 °. Оскільки термопластичний поліуретан (TPU) є вкрай гігроскопічним матеріалом, безперервне підсушування під час друку є критично важливим для запобігання утворенню пор, ниток (stringing) та дефектів структури стінок гільзи.

Рисунок 4.2 – Bambu Lab H2D Combo

4.2 Підготовка твердотілих моделей до друку

Створена твердотіла модель має формат файлу ipt і не може бути зчитана принтером для друку, отже необхідна конвертація в формат stl (полігональна модель). Середовище Autodesk Inventor Professional дозволяє експорт в такий формат з особливими налаштуваннями точності, що суттєво впливає на якість отриманої деталі. При виборі стандартних налаштувань точності (рис. 4.3) поверхня готової деталі буде мати видимі грані (рис. 4.4).

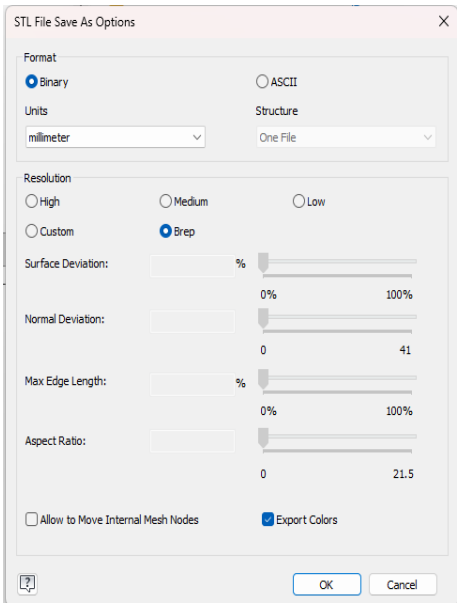


Рисунок 4.3 – Стандартні налаштування експорту в stl

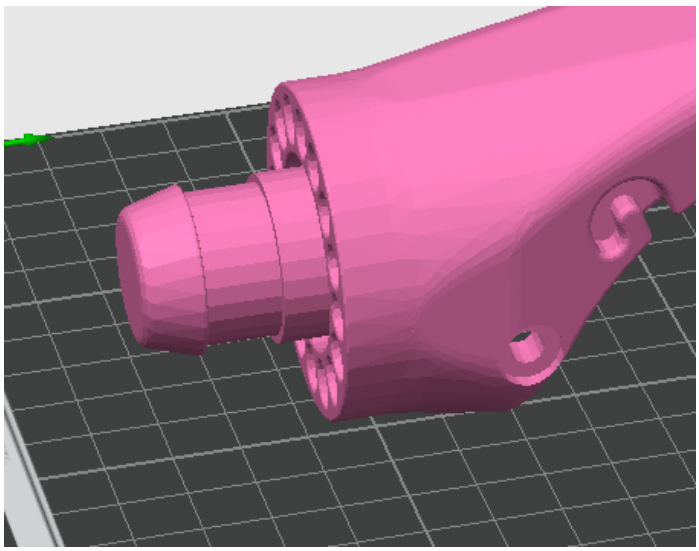


Рисунок 4.4 – Якість отриманої поверхні деталі

Отже, необхідні спеціальні налаштування точності експорту (рис. 4.5) для отримання задовільної якості поверхні готової деталі (рис. 4.6).

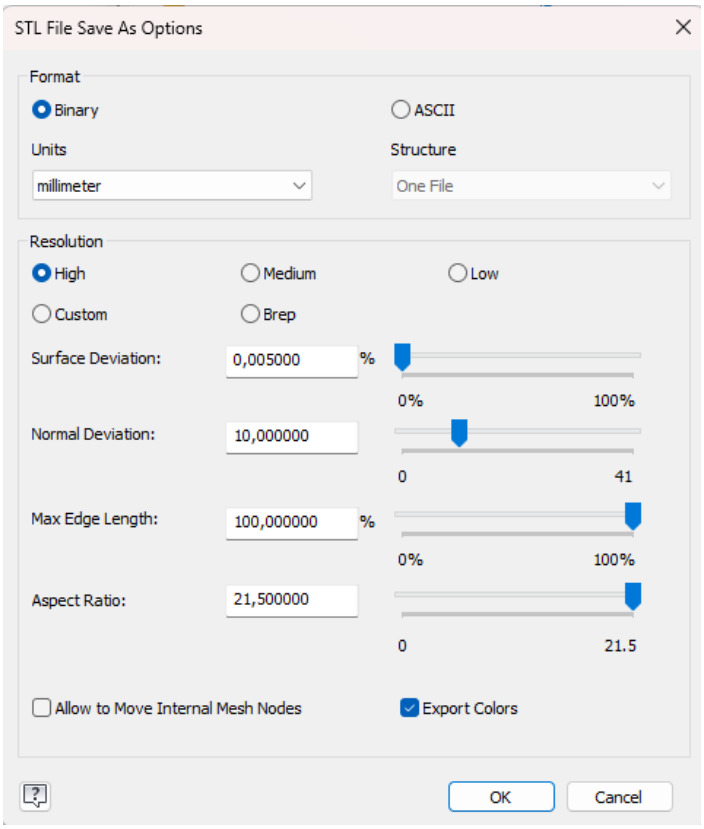


Рисунок 4.5 – Налаштування експорту в stl високої якості

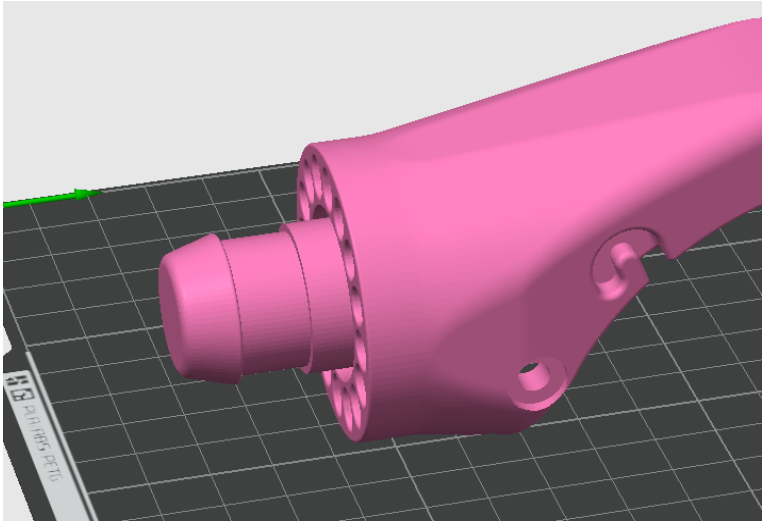


Рисунок 4.6 – Якість отриманої поверхні деталі

Аналогічну операцію експорту необхідно провести також для приймальної гільзи.

4.3 Розташування деталей в робочому просторі

Через анізотропію властивостей деталей виготовлених методом адитивного виробництва критично важливим є розміщення тіла в робочому просторі принтера. Проаналізувавши умови експлуатації деталі гак, було визначено положення тіла в просторі (рис. 4.7), при якому анізотропія мінімально впливатиме на міцність та довговічність функціональних елементів гака під навантаженням.

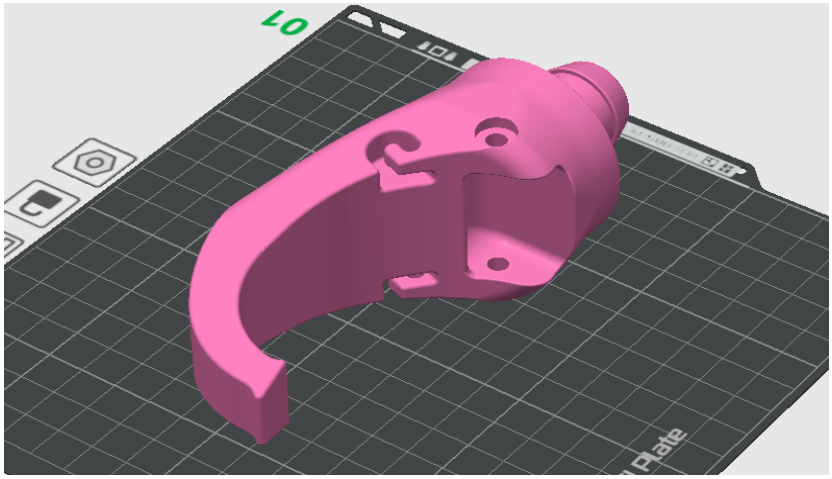


Рисунок 4.7 – Положення деталі в робочому просторі

Основним експлуатаційним фактором для даного робочого органу протеза є зусилля розтягу та згину, що діють на внутрішню робочу поверхню гака під час утримання або підйому предметів. При виборі орієнтації моделі було враховано, що міцність FDM-деталей вздовж напрямку укладання ниток (в осях X та Y) є значно вищою, ніж міжшарова адгезія (між шарами по осі Z).

З огляду на це, деталь було розташовано на боковій грані. Таке позиціонування забезпечує укладання безперервних контурів полімерного волокна вздовж радіуса вигину гака (рис. 4.8). Це дозволяє сприймати розтягуючі напруження безпосередньо самим матеріалом нитки, а не зонами міжшарового спікання.

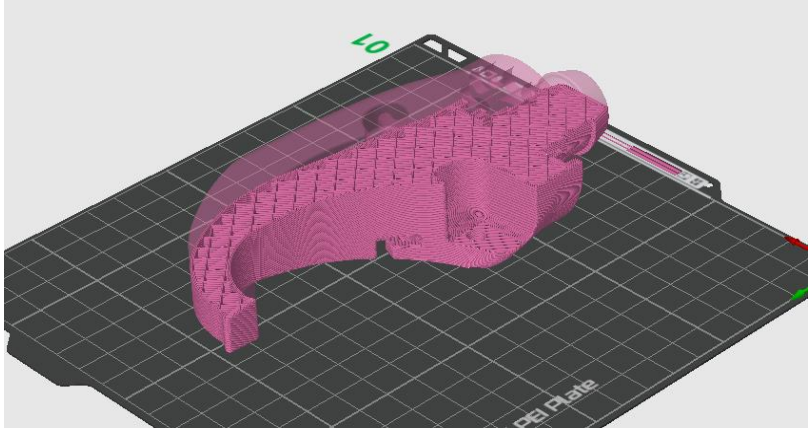


Рисунок 4.8 – Площина нанесення шарів

Якби деталь орієнтували вертикально (рис. 4.9), вектори робочих сил були б спрямовані перпендикулярно до площин нанесення шарів (рис. 4.10). Це неминуче призвело б до крихкого руйнування (делямінації) гака по лініях зчеплення шарів пластику при мінімальних експлуатаційних навантаженнях.

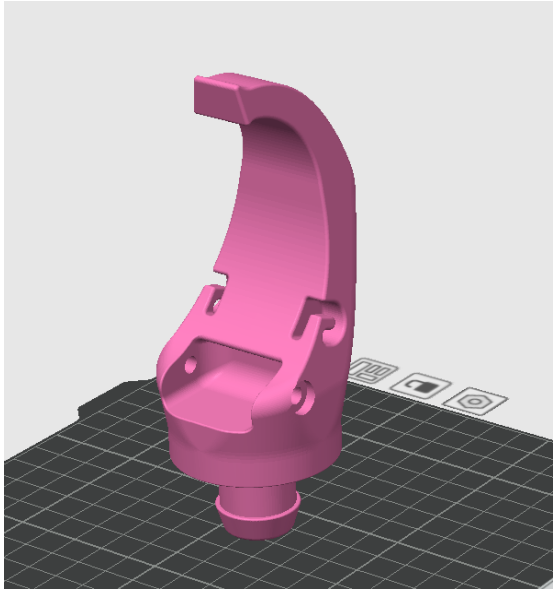


Рисунок 4.9 – Вертикальне розташування деталі в робочому просторі

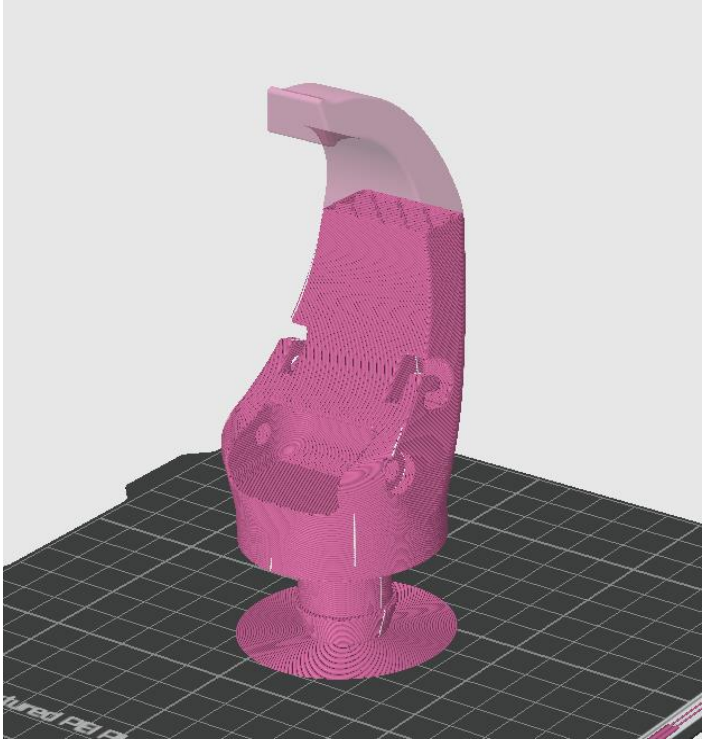


Рисунок 4.10 – Площина нанесення шарів

Для друку приймальної гільзи обрано вертикальне положення розташування в робочому просторі, адже саме таке положення дозволить при найменшій кількості підтримок отримати найвищу якість отриманої деталі.

Гільза не сприйматиме навантаження розтягу в напрямку осі Z, тож міжшарова адгезія пластику (обраний для друку деталі TPU пластик має один з найвищих показників спікання [25]) не впливатиме суттєво на механічні властивості готового виробу.

Використовуючи інструмент автоматичного розміщення в просторі деталь було орієнтовано вгору в напрямку кисті пацієнта, що також зменшує кількість підтримок (рис. 4.11).

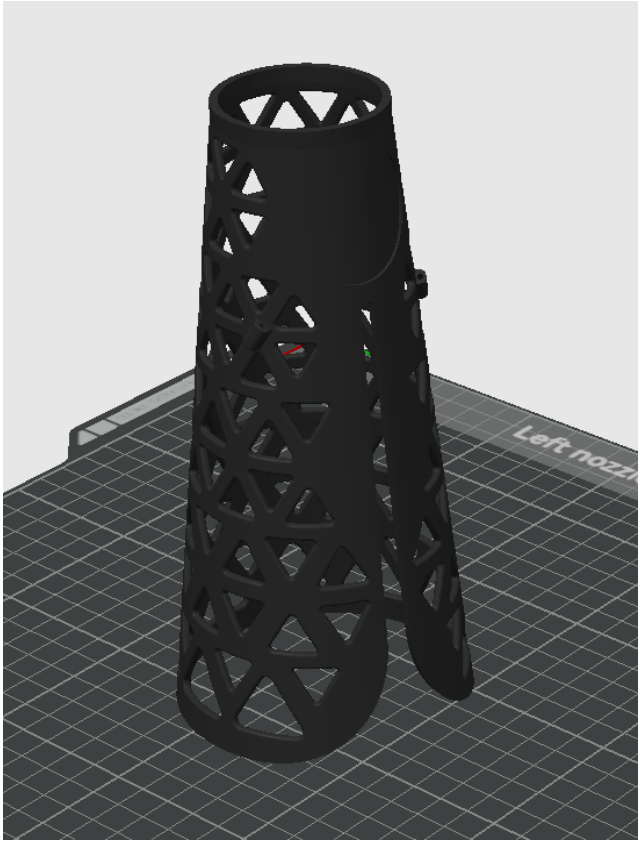


Рисунок 4.11 – Розташування деталі в робочому просторі

4.4 Налаштування параметрів друку деталей в слайсері Bambu Studio

Сучасні 3D принтери дозволяють широкий спектр налаштування параметрів друку. Вибір налаштувань зумовлений бажаними механічними властивостями готових виробів, умовами експлуатації, допустимої ваги та вартості деталі. Слайсер Bambu Studio дозволяє налаштовувати відсоток щільності заповнення тіла, якість зовнішніх поверхонь, підтримок.

4.4.1 Налаштування друку деталі «гак»

Після експорту деталі в робочий простір необхідно обрати матеріал з якого буде виготовлено деталь (рис. 4.12). Від вибору матеріалу залежатиме температура нагрівання сопла друкуючої голівки та столу.

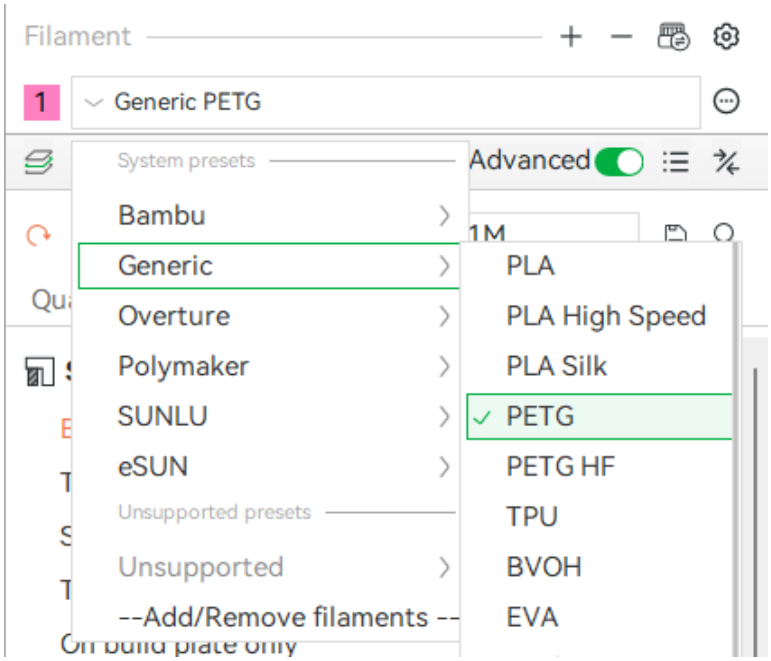


Рисунок 4.12 – Вибір матеріалу для друку

Також, необхідно обрати принтер з каталогу (рис. 4.13), адже в залежності від обраної моделі відрізнятиметься розмір робочої зони принтера.

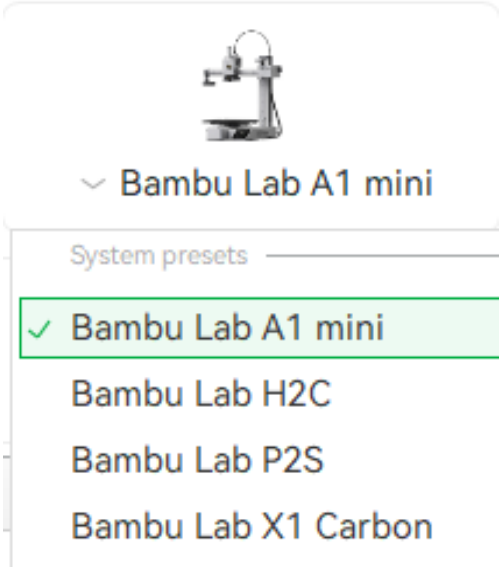


Рисунок 4.13 – Вибір моделі принтера

Збільшимо відсоток щільності заповнення з стандартних 15% до 40%. Це збільшить вагу деталі та час друку, проте є необхідним для деталей що сприймають силові навантаження.

Було обрано шестикутну форму заповнення (рис. 4.14). Вона є одним з найбільш ефективних типів заповнення з огляду на міцність та використання матеріалу.

Переваги шестикутного заповнення:

- Висока міцність і жорсткість кінцевого виробу
- Ефективне використання матеріалу
- Прискорення процесу 3D-друку
- Оптимальне співвідношення міцності до ваги

Шестикутне заповнення дозволяє заощадити енергію, час, матеріал і гроші, забезпечуючи при цьому високу міцність і жорсткість кінцевого виробу [23].

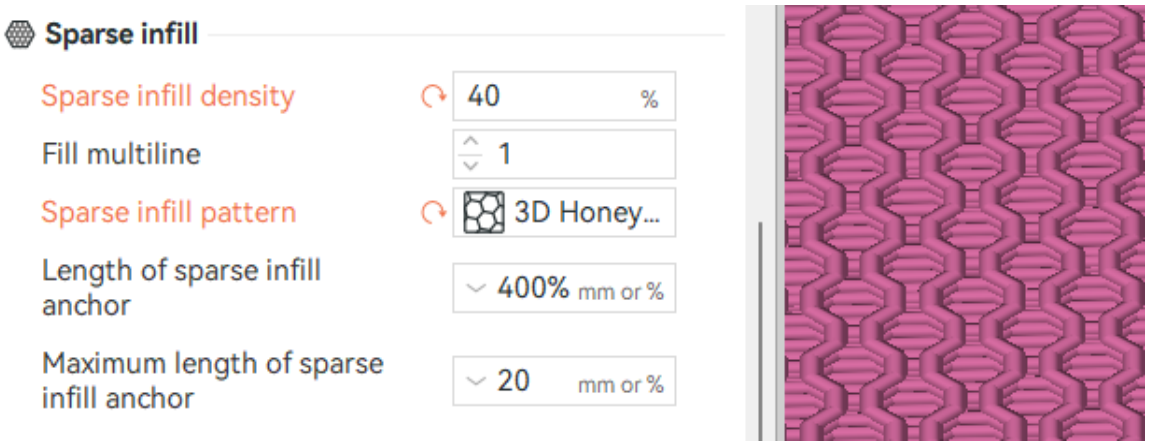


Рисунок 4.14 – Обрані налаштування щільності заповнення

Так як деталь має багато нависань необхідно також налаштувати підтримки. Форму підтримок обрано деревоподібну, адже саме така форма найменше впливає на якість поверхні під якою розташована, найпростіша в демонтажі та потребує найменше матеріалу. Пороговий кут нависання для генерації підтримки встановлено 30 за замовчуванням і є задовільним для деталі (рис. 4.15).

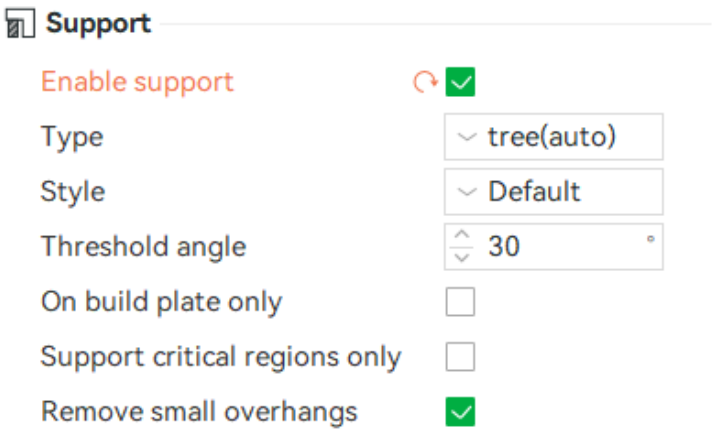


Рисунок 4.15 – Налаштування генерації підтримок

Попередній перегляд “нарізаної” деталі (рис. 4.16) зображає розташування підтримок а також “шва” (місце стику контура шару). Для наочності було обрано окремий матеріал підтримок, що дозволяє краще візуально оцінити їх розташування (за рахунок іншого кольору), та при розрахунку “нарізки” буде точно вказана кількість матеріалу витраченого саме на підтримки. Це не впливає суттєво на якість отриманої деталі, адже після друку підтримки буде видалено, тож вони можуть бути надруковані тим самим матеріалом що і деталь.

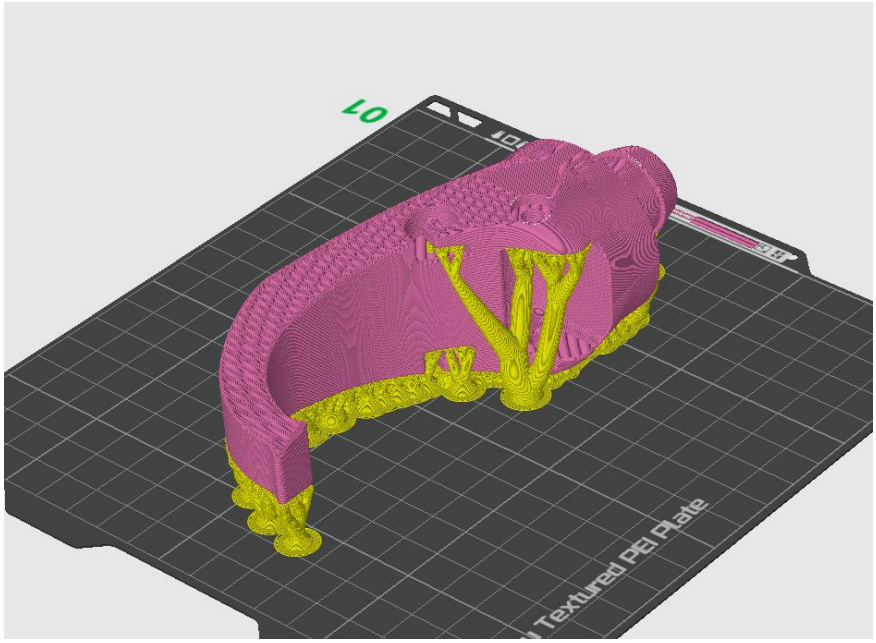


Рисунок 4.16 – Попередній перегляд “нарізки” деталі

Таблиця з результатами розрахунку “нарізки” (рис. 4.17) деталі дозволяє оцінити час друку деталі, довжину використаного прутка, вагу і навіть вартість деталі (можливе задання вартості використовуваного матеріалу в налаштуваннях).

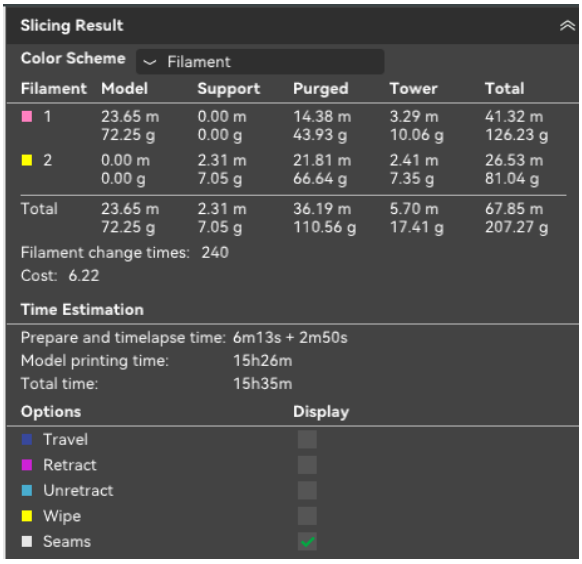


Рисунок 4.17 – Таблиця результатів розрахунку “нарізки”

4.4.2 Налаштування друку гільзи

Аналогічно як для налаштувань друку деталі “гак” в першу чергу оберемо матеріал (рис. 4.18).

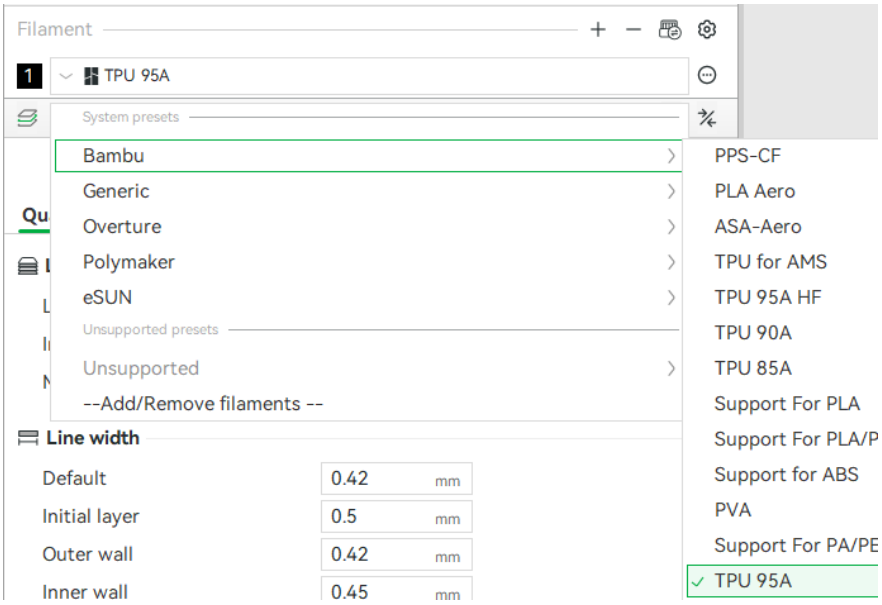


Рисунок 4.18 – Вибір матеріалу для друку

Оберемо принтер H2D з каталогу (рис. 4.19).

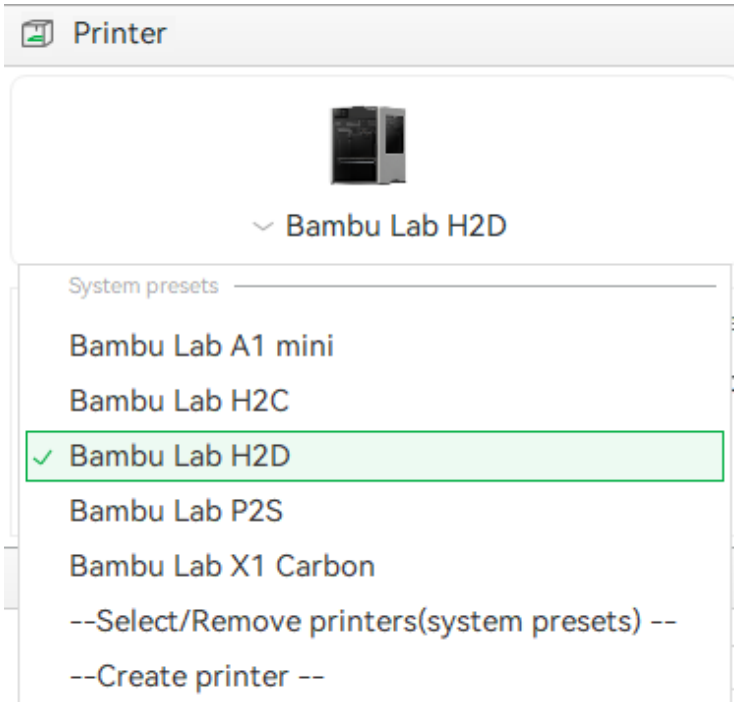


Рисунок 4.19 – Вибір моделі принтера

Налаштуємо щільність заповнення. Для гнучких деталей з TPU щільність заповнення прямо впливає на їхню еластичність та міцність.

- Для максимальної гнучкості (ущільнювачі, бампери) 0–15%.
- Для стандартних деталей (чохли, тримачі) оптимально 15–30%.
- Для жорстких та міцних деталей (амортизатори, шестерні) 50–80% [24]

Приймальна гільза протезу вже має перфоровану структуру тож оберемо максимальний відсоток заповнення тіла (рис. 4.20). Форма заповнення в даному випадку можлива лише прямокутна.

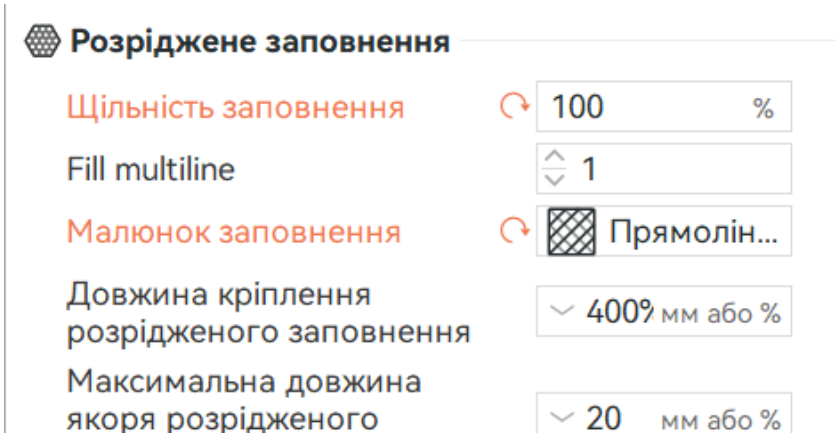


Рисунок 4.20 – Обрані налаштування щільності заповнення

Деталь має складну для друку перфоровану форму, тож необхідна генерація підтримок. На обраному принтері є AMS-модуль і два незалежних екструдери, отже можливий друк матеріалом що відрізняється від основного матеріалу деталі.

Для підтримок оберемо пластик PLA. Вибір зумовлений тим, що TPU абсолютно не зварюється з PLA через різну хімічну природу. Після друку PLA-підтримки легко відриваються від гумової деталі рукою або плоскогубцями, залишаючи чистий слід. В випадку друку деталі з складною перфорацією (а отже великою кількістю нависань) простота демонтажу є критично важливим параметром, адже крім трудомісткості процесу є ймовірність пошкодження тонких частин деталі.

Для створення підтримок з матеріалу що відрізняється від основного матеріалу деталі додамо його в налаштування параметрів друку (рис. 4.21).

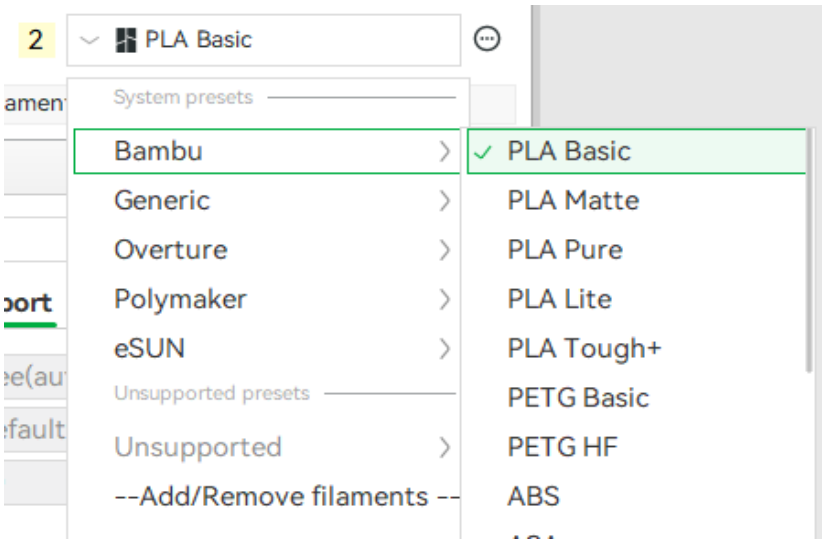


Рисунок 4.21 – Додавання матеріалу PLA

Для гнучких деталей «деревоподібні» (Tree) (рис. 4.22) підтримки кращі, бо вони менше тиснуть на деталь під час друку (опора підтримки в більшості на робочому столі).

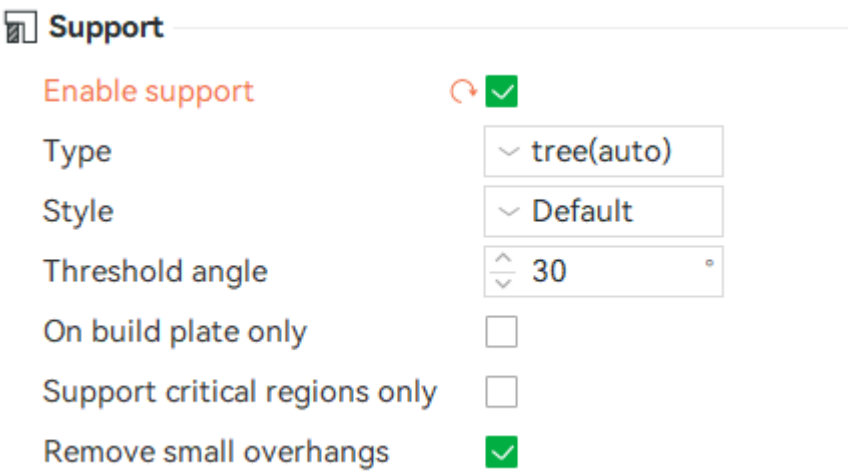


Рисунок 4.22 – Налаштування генерації підтримок

Top Z distance вертикальный зазор зверху встановимо 0.0 мм оскільки пластики не липнуть один до одного. При 0 мм нижня поверхня TPU буде ідеально гладкою та рівною.

- Bottom Z distance (Зазор знизу): Також 0.0 мм бо деталь нависає над іншою частиною деталі.
- Base pattern spacing (Крок сітки основи): Збільшимо до 2.5 (рис. 4.23). Це зробить PLA-підтримку менш щільною, і її буде легше демонтувати.

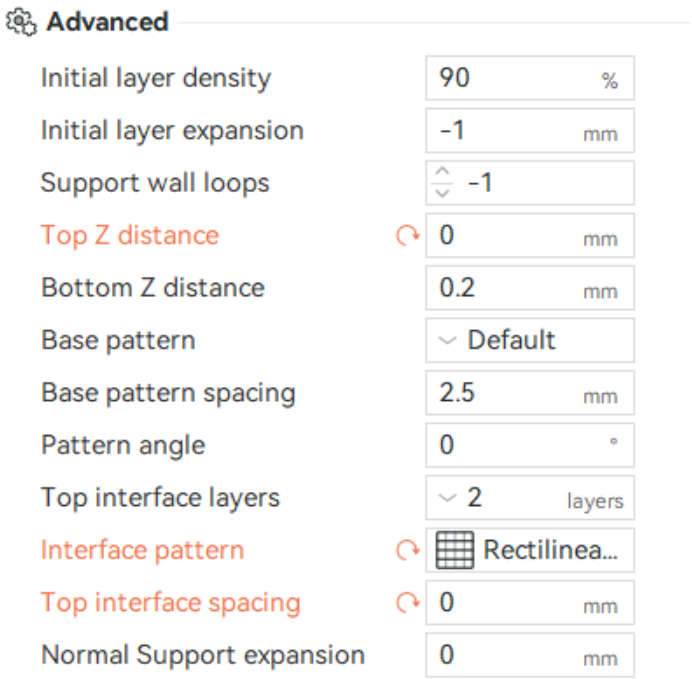


Рисунок 4.23 – Налаштування параметрів підтримок

Після додавання другого матеріалу в робочий простір з’являється “очисна вежа”. В даному випадку вона потрібна для стабілізації тиску пластику перед початком друку критичних зон моделі (адже друк відбувається двома різними соплами, отже очистка сопла між зміною матеріалу на шарі не потребується).

Вежу необхідно перемістити ближче до середини столу, адже інакше вона потрапляє в зону де одне з сопел не може дістати (обмежене геометричними параметрами напрямних осей і нагрівальних головок.)

Після “нарізки” (рис. 4.24) можна візуально оцінити розташування згенерованих підтримок та детальніше розглянути місця контакту з тілом деталі. При необхідності можливе додавання підтримок “вручну”.

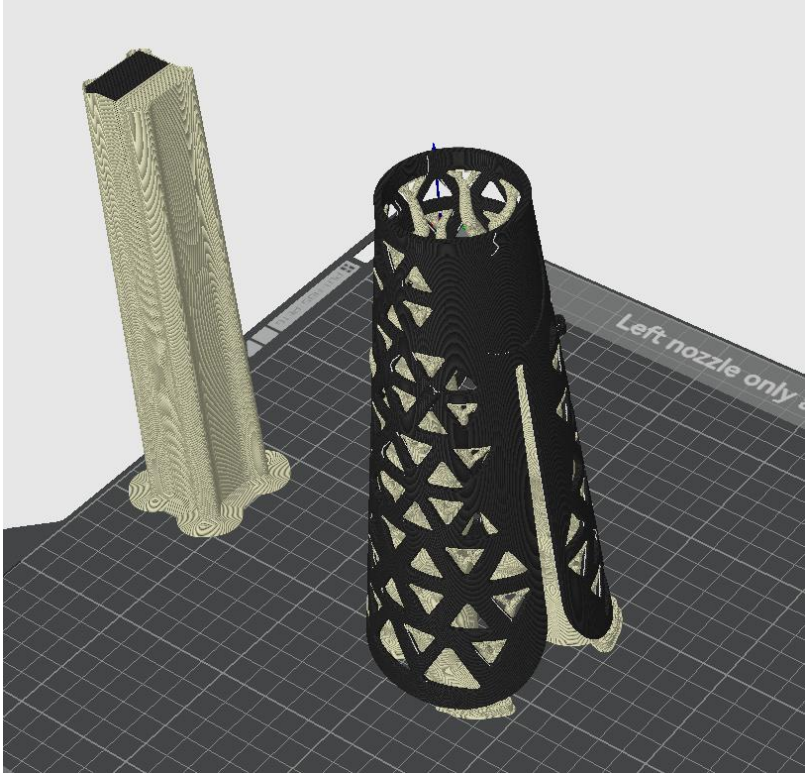


Рисунок 4.24 – Згенеровані підтримки

На таблиці результатів розрахунку “нарізки” (рис. 4.25) час друку складає близько 23 годин. Це обумовлено складністю геометрії моделі та кількістю шарів (геометричними параметрами, а саме висотою в 195 мм).

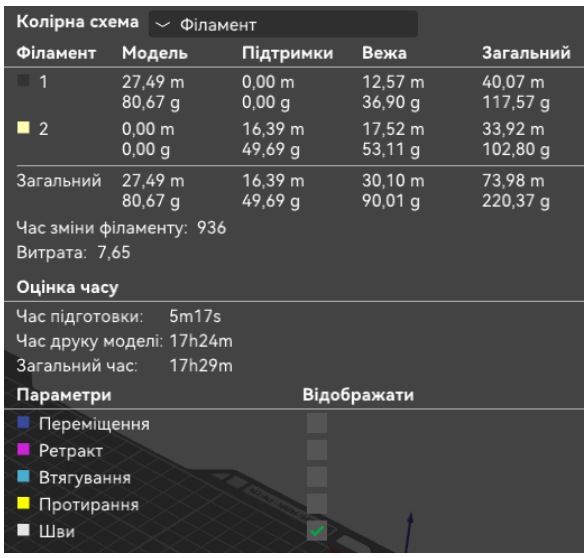


Рисунок 4.25 – Таблиця результатів розрахунку “нарізки”

Висновок до розділу 4

У четвертому розділі розроблено та обґрунтовано технологічний процес адитивного виготовлення компонентів протеза. Для виробництва силової насадки «гак» із пластику PETG обрано високошвидкісний 3D-принтер Bambu Lab A1 Mini, а для монолітного друку великогабаритної гільзи з еластомеру TPU — професійну систему Bambu Lab H2D Combo з контрольованим температурним середовищем камери та AMS-модулем безперервного сушіння матеріалу. Визначено раціональні параметри слайсингу в програмі Bambu Studio: для насадки встановлено щільність заповнення 40% з міцною шестикутною структурою (3D Honeycomb) та деревоподібними підтримками, а для гільзи — заповнення 30%. На основі аналізу анізотропії шаруватих пластиків обґрунтовано орієнтацію насадки «гак» на бічній грані, що забезпечує укладання безперервних контурів полімерного волокна вздовж радіуса вигину деталей та виключає ризик делямінації шарів по осі Z під дією робочих сил розтягу й згину. Для виготовлення гільзи застосовано комбінований друк двома соплами з використанням основного матеріалу TPU та легковидальних підтримок із неадгезивного пластику PLA з нульовим вертикальним зазором, що дозволило отримати високу якість внутрішньої поверхні гільзи.

ВИСНОВОК

У ході виконання дипломного проєкту було розроблено конструкцію індивідуального модульного протеза передпліччя з еластичною приймальною гільзою та системою швидкої зміни функціональних насадок на основі інтеграції CAD/CAE-проєктування та адитивного виробництва.

На основі аналізу сучасних засобів реабілітації обґрунтовано переваги концепції «м'якого» адаптивного протеза передпліччя перед класичними жорсткими конструкціями. Доведено, що використання еластичного рукава-основи забезпечує рівномірний розподіл контактного тиску та підвищує комфорт пацієнта.

За допомогою методів реверс-інжинірингу та тривимірного параметричного моделювання у САПР Autodesk Inventor Professional створено повну цифрову збірку виробу, що включає приймальну гільзу з перфорацією, фіксатор насадок та пасивну насадку «гак».

За допомогою методу скінченних елементів (МСЕ) проведено розрахунки напружено-деформованого стану складових конструкції під дією реальних експлуатаційних навантажень. Результати симуляцій підтвердили надійність виробу та показав, що максимальні напруження не перевищують допустимих меж міцності для обраних матеріалів.

Шляхом чисельного порівняльного аналізу доведено суттєву конструктивну перевагу трикутної форми перфорації гільзи над круглою.

Розроблено та програмно реалізовано у слайсері Bambu Studio технологічний процес виготовлення деталей методом FDM-друку з біосумісних матеріалів: еластомеру TPU 95A для гільзи та пластику PETG для насадки. На основі аналізу анізотропії шарів обґрунтовано орієнтацію моделей на платформі, що мінімізує ризик міжшарового руйнування виробу під навантаженням.

Розроблена інженерна методика є економічно ефективною і може бути безпосередньо впроваджена у виробництво вітчизняних протезно-ортопедичних підприємств для швидкої індивідуальної реабілітації пацієнтів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

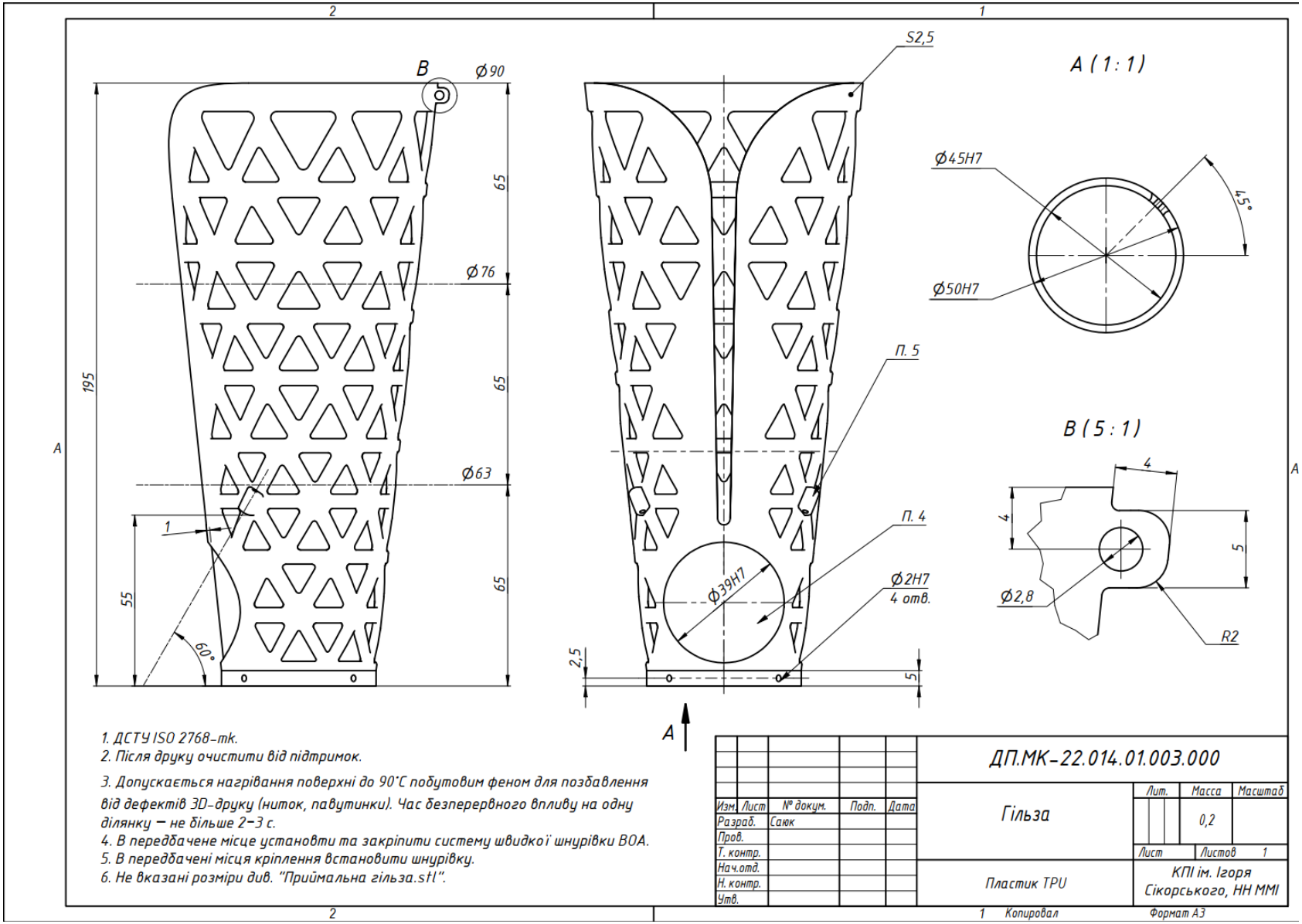
1. Салєєва А.Д., Солнцева І.Л., Бєлєвцова Л.О., Носова Т.В., Семенець В.В. Виробничі технології та матеріали: Навч. посібник / А.Д. Салєєва, І.Л. Солнцева, Л.О. Бєлєвцова, Т.В. Носова, В.В. Семенець. Харків: ХНУРЕ, 2022. 92 с.
2. Koalaa: Adult & Children Prosthetics. URL: https://www.yourkoalaa.com/ (дата звернення: 02.04.2026).
3. Салєєва А.Д., Семенець В.В., Носова Т.В., Василенко І.М., Баєв П.О., Корнєєв С.В., Литвиненко О.М., Карпенко І.В., Чернишова І.М., Кабаненко І.В. Біомеханічні основи протезування та ортезування: навчальний посібник / А.Д. Салєєва, В.В. Семенець, Т.В. Носова, І.М. Василенко, П.О. Баєв, С.В. Корнєєв, О.М. Литвиненко, І.В. Карпенко, І.М. Чернишова, І.В. Кабаненко. Харків: ХНУРЕ, 2022. 352 с.
4. Салєєва А.Д., Аврунін О.Г., Литвиненко О.М. та ін. Конструювання та технології виготовлення протезів верхніх кінцівок: навч. посіб. / А.Д. Салєєва, О.Г. Аврунін, О.М. Литвиненко, О.Г. Скрипка, Л.О. Бєлєвцова, Т.О. Трофименко, О.С. Істоміна, К.Г. Селіванова. Харків: ХНУРЕ, 2023. 226 с.
5. Truelimb Prosthetic Arm URL: https://www.unlimitedtomorrow.com/truelimb/ (дата звернення: 3.05.2026).
6. Victoria Hand Project. URL: https://www.victoriahandproject.com/vhp-hands?gad_source=1&gad_campaignid=20606433036&gbraid=0AAAAADDlMbsL_NDLYR6ULkImg_QDyH6sO&gclid=Cj0KCQjw_IXQBhCkARIsADqELbJJzhALwPRZDNNrQYveYjKjvzC7tQdH_Aycb-OV7MG0JzAwi8f2lfwaAtyOEALw_wcB(дата звернення: 7.05.2026).
7. Ossur. URL: https://www.ossur.com/uk-ua/prosthetics/products/liners-sleeves-sockets (дата звернення: 3.05.2026).
8. FreeScan Combo Series | Laser 3D scanner | Multifunctional 3D scanner | SHINING 3D. SHINING 3D | High Accuracy 3D Scanning Solutions | Dental 3D Scanners. URL: https://www.shining3d.com/metrology-solutions/hybridlight-source-metrology-3d-scanner/freescan-combo-series (дата звернення: 3.05.2026).
9. УДК 621.988 А. Ю. Саюк, В. А. Мезько, Н. В. Семінська, І. В. Слободянюк Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна
10. I. Gibson, D. W. Rosen, B. Stucker. Additive Manufacturing Technologies. Springer New York Heidelberg Dordrecht London, 2010. ISBN 978-1-4419-1119-3.

11. Bambulab. URL: https://us.store.bambulab.com/products/a1-mini?from=navigation. (дата звернення: 8.05.2026)
12. Віленський В.О. Полімери: синтез, модифікація, дослідження : навчальний посібник. Житомир: Вид-во ЖДУ ім. І. Франка, 2024. – 348 с. : іл
13. Turkmedical. URL: https://www.medikal.com/uk/(дата звернення: 3.05.2026).
14. Ottobock. URL: https://prothes.com.ua/mioelektrichni-protezi-ruk/.(дата звернення: 3.05.2026).
15. Heroflex. URL: https://www.ronanmcallister.com/hero-flex. (дата звернення: 17.05.2026).
16. Macu4. URL: https://macu4.com/en/explorer-system/.(дата звернення: 17.05.2026).
17. Протезування та штучні органи: Конспект лекцій [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 21,124Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 184 с.
18. Дослідження механічних характеристик пластиків для 3D друку при статичному розтягу
Д. І. Ребристий, О. С. Мусієнко, Фам Дик Куан
19. Теорія механізмів і машин. Курс лекцій для студентів спеціальності „Динаміка і міцність машин”/ Автор: к.т.н., доц. О.П. Заховайко. – К.: НТУУ "КПІ", 2010. – 243 с.
20. Rubberandseal. URL: https://www.rubberandseal.com/uk/
(дата звернення: 22.05.2026).
21. Лекція 31 Розділ III. З’єднання деталей машин. URL: https://mmi-dmm.kpi.ua/images/pdf/Detali_Mash/11.PDF.
22. 3D-Device. URL: https://3ddevice.com.ua/ru/product/monofilament-tpu-90a-gibkiy-175-mm-075-kg/.
23. 3d4u URL: https://3d4u.com.ua/uk/blog/post/20-how-to-choose-infill-for-3d-printing?srsltid=AfmBOorpPfISnXyNKOGhQCnULxB5n6tnwS-JqKBGwsNGdTnA9hs7IJat.
24. Easy3dprint. URL: https://easy3dprint.com.ua/uk/yak-nadrukuvati-funktsionalni-detali/.
25. Polydream. URL: https://polydream.com.ua/blog/tverdist-tpu-klasifikatsiya-za-shkalami-shore-a-i-d/?srsltid=AfmBOoqEFgf-c7fqDJhBVjNpkdrrwi3t5ICEIvphaqprF0ypC5G3qsve.

ДОДАТКИ

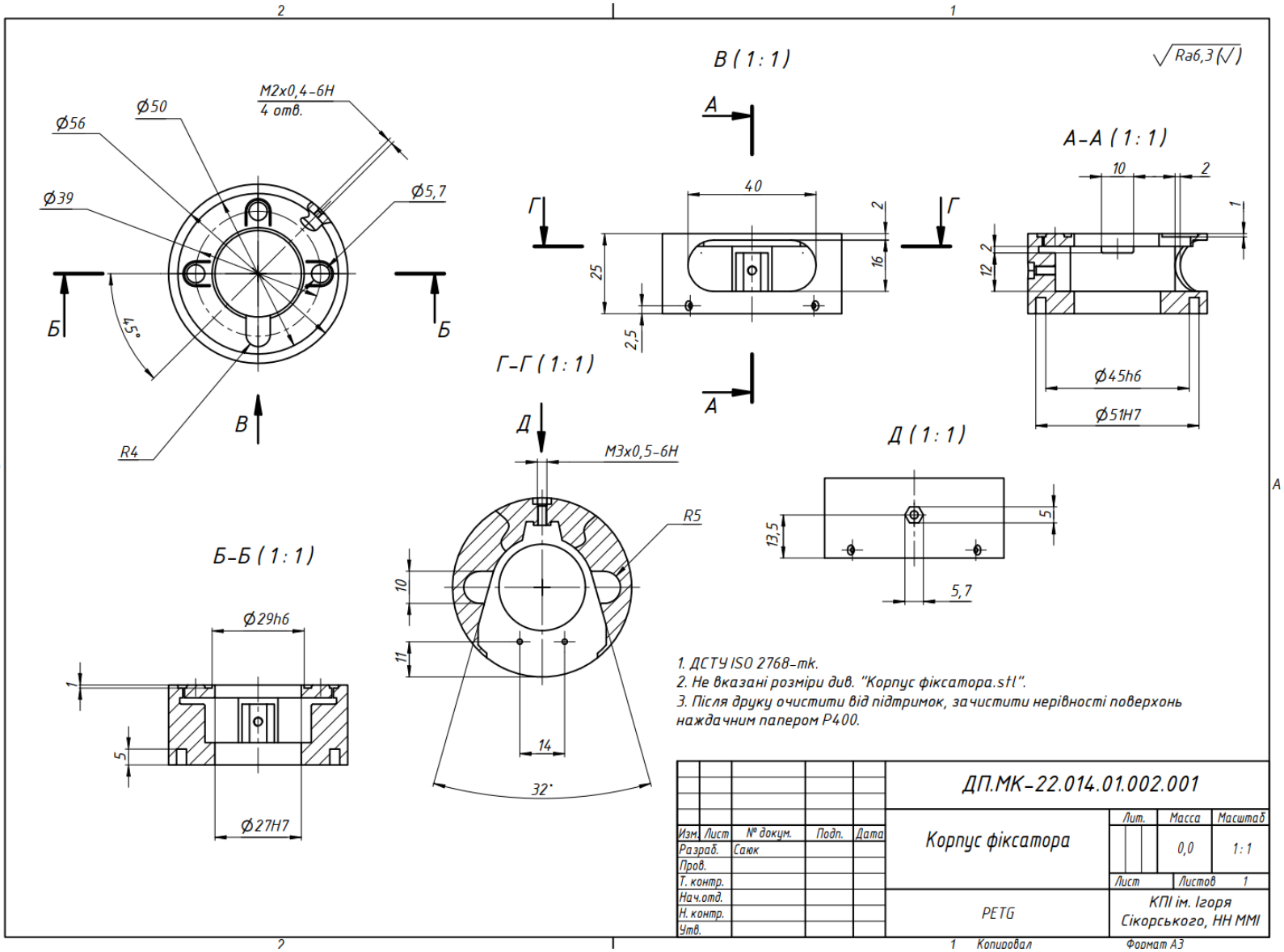
ДОДАТОК А

Робочий кресленик приймальної гільзи



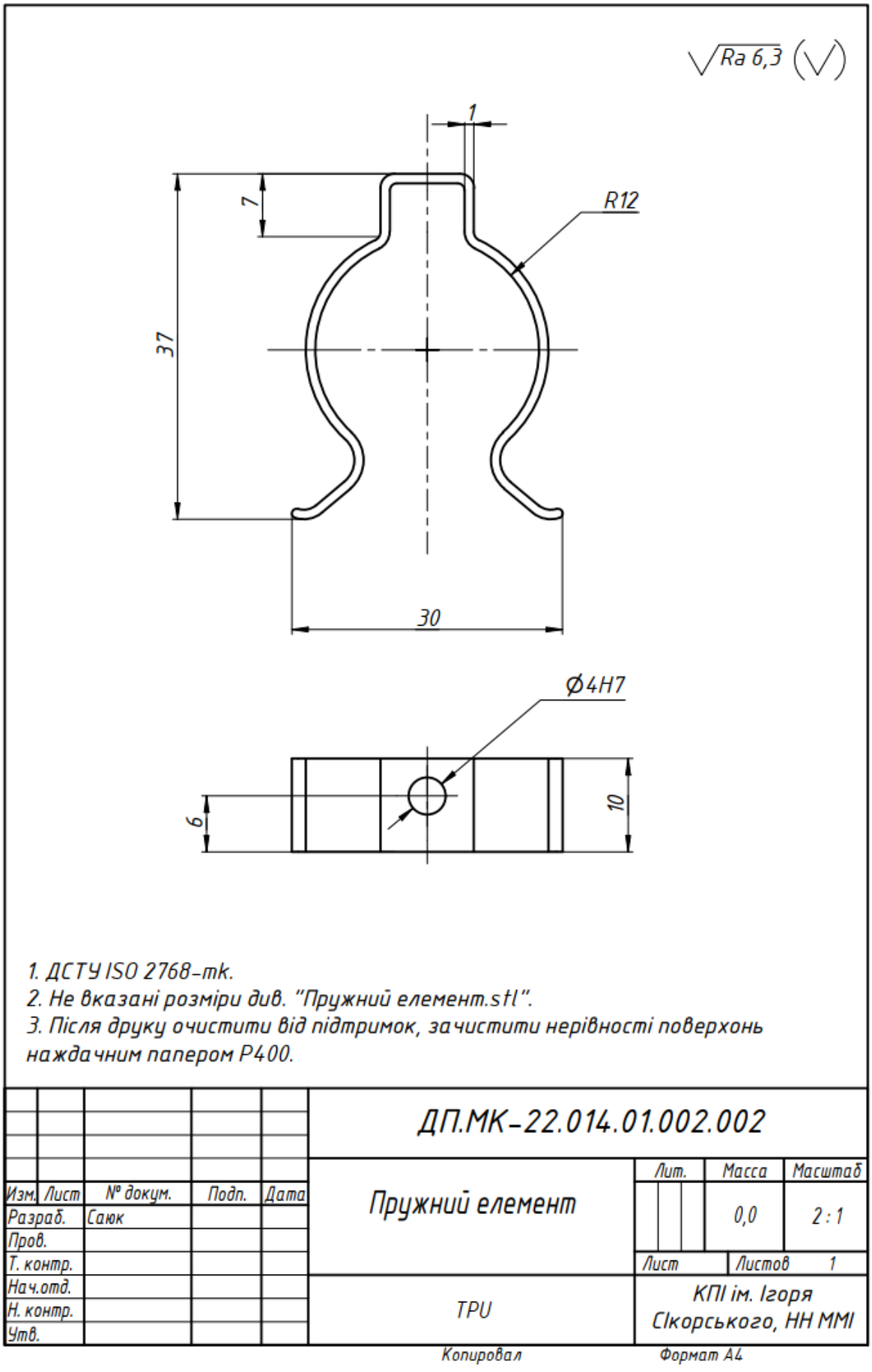
ДОДАТОК Б

Робочий кресленик корпусу фіксатора



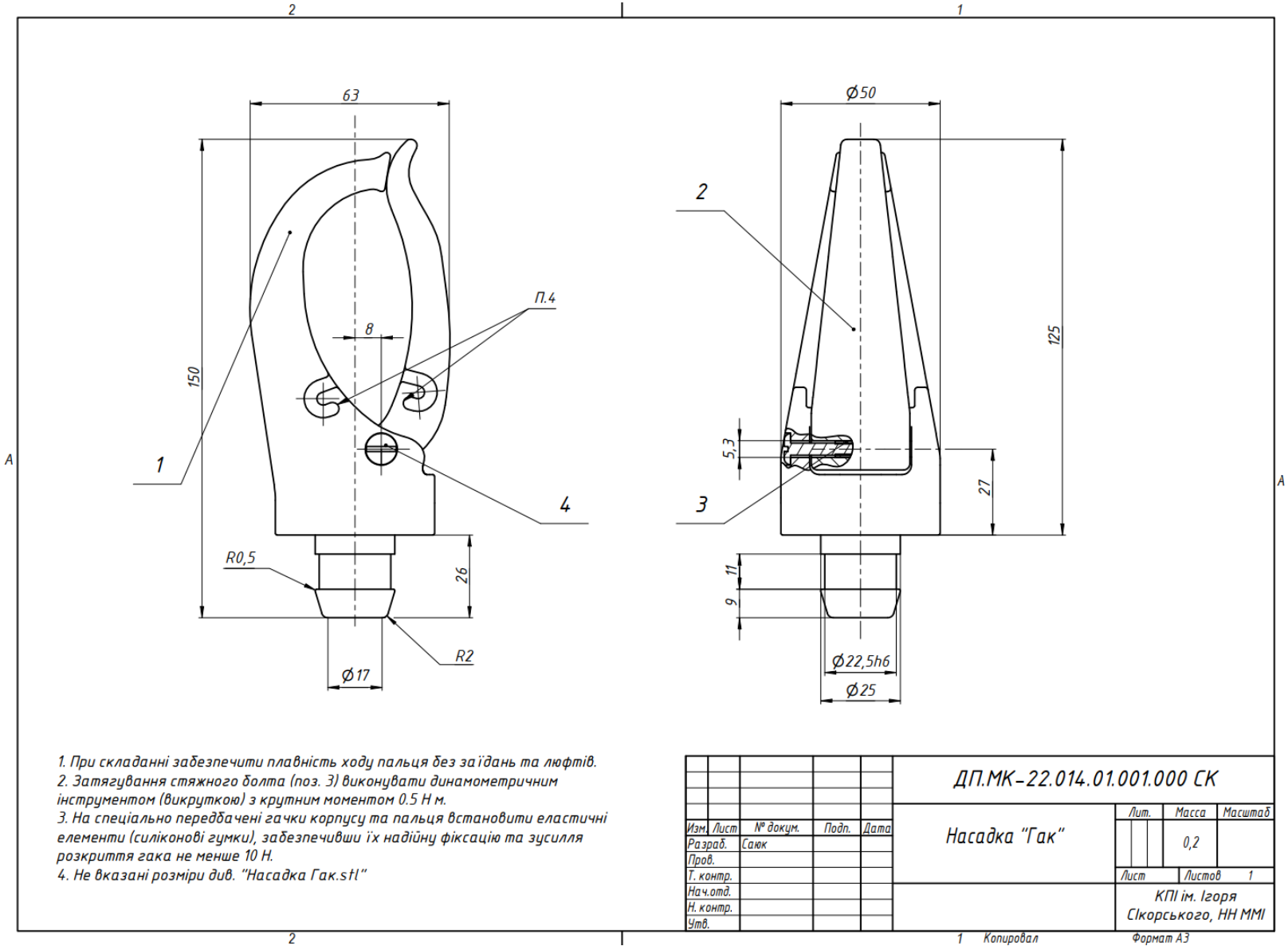
ДОДАТОК В

Робочий кресленик пружного елемента



ДОДАТОК Г

Складальний кресленик насадки «Гак»



Специфікація до складального кресленика насадки «Гак»

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Примітка
				Документація		
			ДП.МК-22.014.01.001.000 СК	Складальне креслення	1	
				Деталі		
		1	ДП.МК-22.014.01.001.001	Гак	1	
		2	ДП.МК-22.014.01.001.002	Палець	1	
		3	ДП.МК-22.014.01.001.003	Болт стяжний	1	
		4	ДП.МК-22.014.01.001.004	Втулка болта стяжного	1	

Підп. и дата

Інв. № дубл.

Взам. инв. №

Підп. и дата

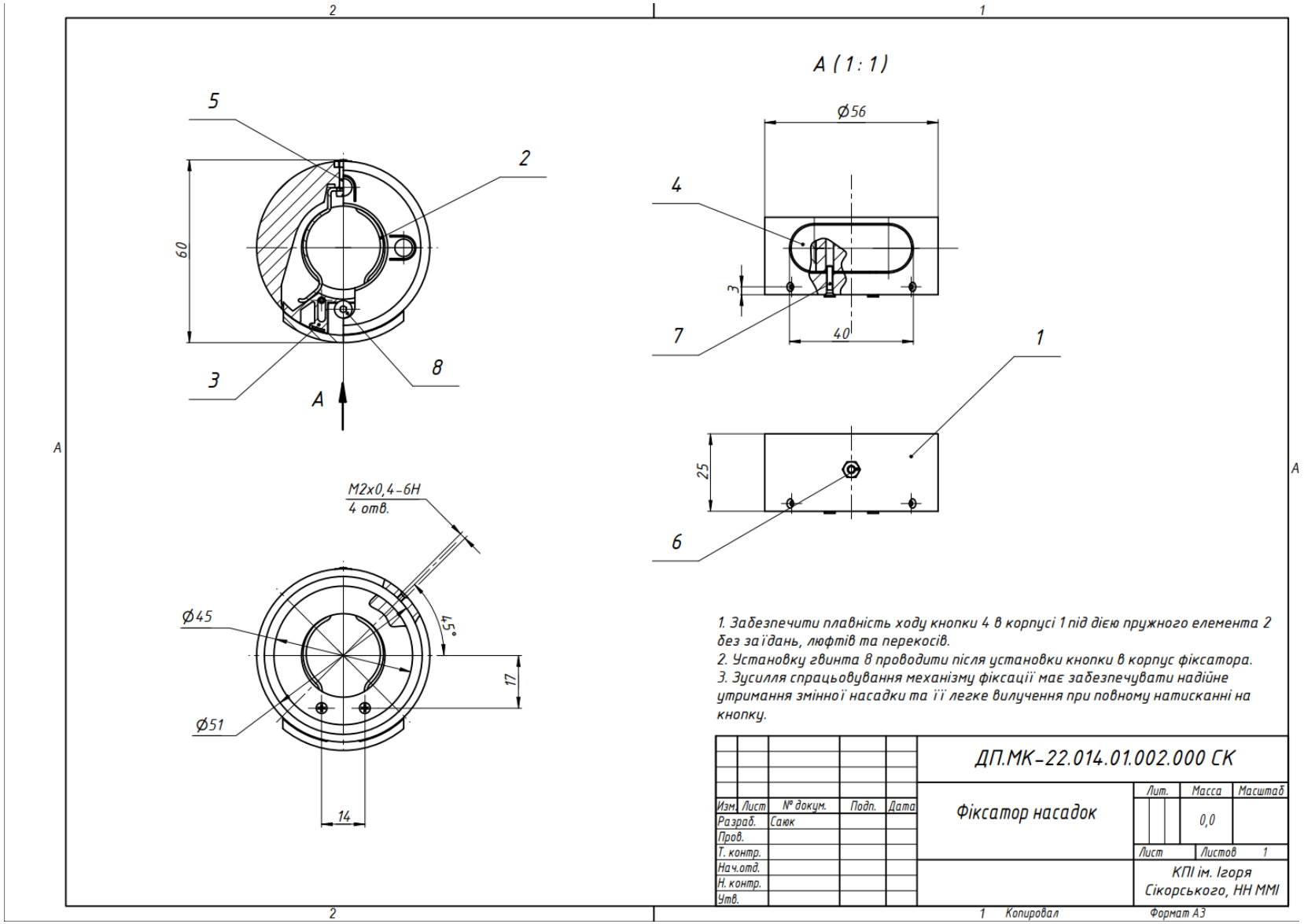
Інв. № подл

Зм.	Лист	№ докум	Підпис	Дата	ДП.МК-22.014.01.001.000 СП		
Разроб.		Саюк А.Ю.			Насадка "Гак"	Літера	Лист	Листів
Перев.								1
Нач.від.						КПІ ім. Ігоря Сікорського, НН ММІ, МК-22		
Н.контр								
Затв.								

Копіював Формат А4

ДОДАТОК Д

Складальний кресленик фіксатора насадок



Специфікація до складального кресленика фіксатора насадок

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Примітка
				Документація		
			ДП.МК-22.014.01.002.000 СК	Складальний кресленик	1	
				Деталі		
		1	ДП.МК-22.014.01.002.001	Корпус фіксатора	1	
		2	ДП.МК-22.014.01.002.002	Пружний елемент	1	
		3	ДП.МК-22.014.01.002.003	Основа кнопки	1	
		4	ДП.МК-22.014.01.002.004	Кнопка	1	
				Стандартні вироби		
		5		ISO 1207 – M2,5 x 10	1	
		6		ISO 4032 – M2,5	1	
		7		IFI 513 – M2x0,4 x 16, CRFCHMSTIM	2	
		8		ISO 7380-1 – M3 x 6	1	

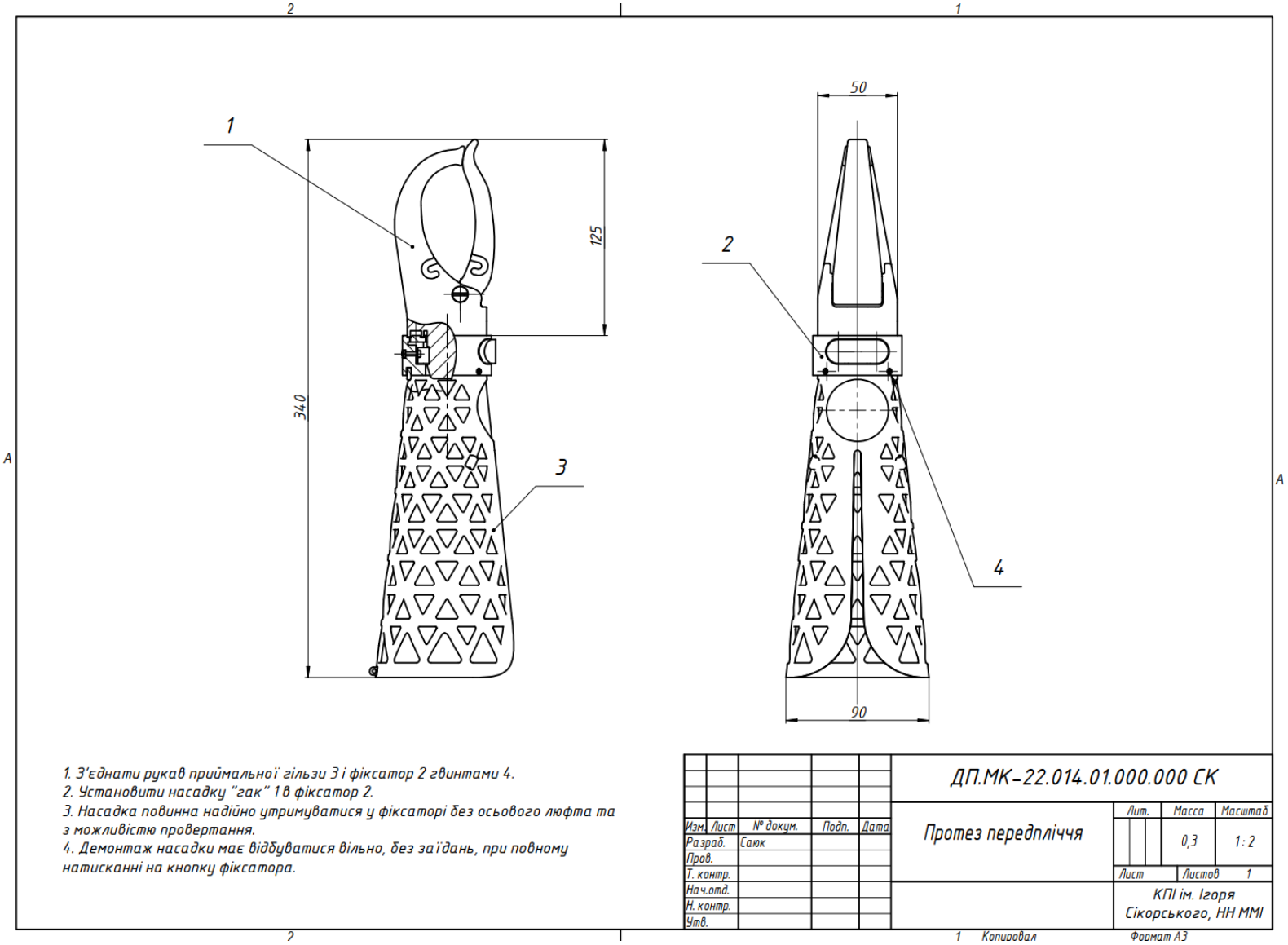
Підп. и дата | Інв. № дубл. | Взам. инв. № | Підп. и дата | Інв. № подл

Зм.	Лист	№ докум	Підпис	Дата	ДП.МК-22.014.01.002.000 СП		
Разроб.		Саюк А.Ю.			Фіксатор	Літера	Лист 1 / Листів 2
Перев.							
Нач.від.						КПІ ім. Ігоря Сікорського, НН ММІ, МК-22	
Н.контр							
Затв.							

Копіював Формат А4

ДОДАТОК Е

Складальний кресленик протезу передпліччя



Специфікація до складального кресленика протезу передпліччя

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Примітка
				Документація		
			ДП.МК-22.014.01.000.000 СК	Складальний кресленник	1	
				Складальні одиниці		
		1	ДП.МК-22.014.01.001.000 СК	Насадка "Гак"	1	
		2	ДП.МК-22.014.01.002.000 СК	Фіксатор	1	
				Деталі		
		3	ДП.МК-22.014.01.003.000	Гільза	1	
				Стандартні вироби		
		4		ISO 7046-1 - M2 x 4.8 - H	4	

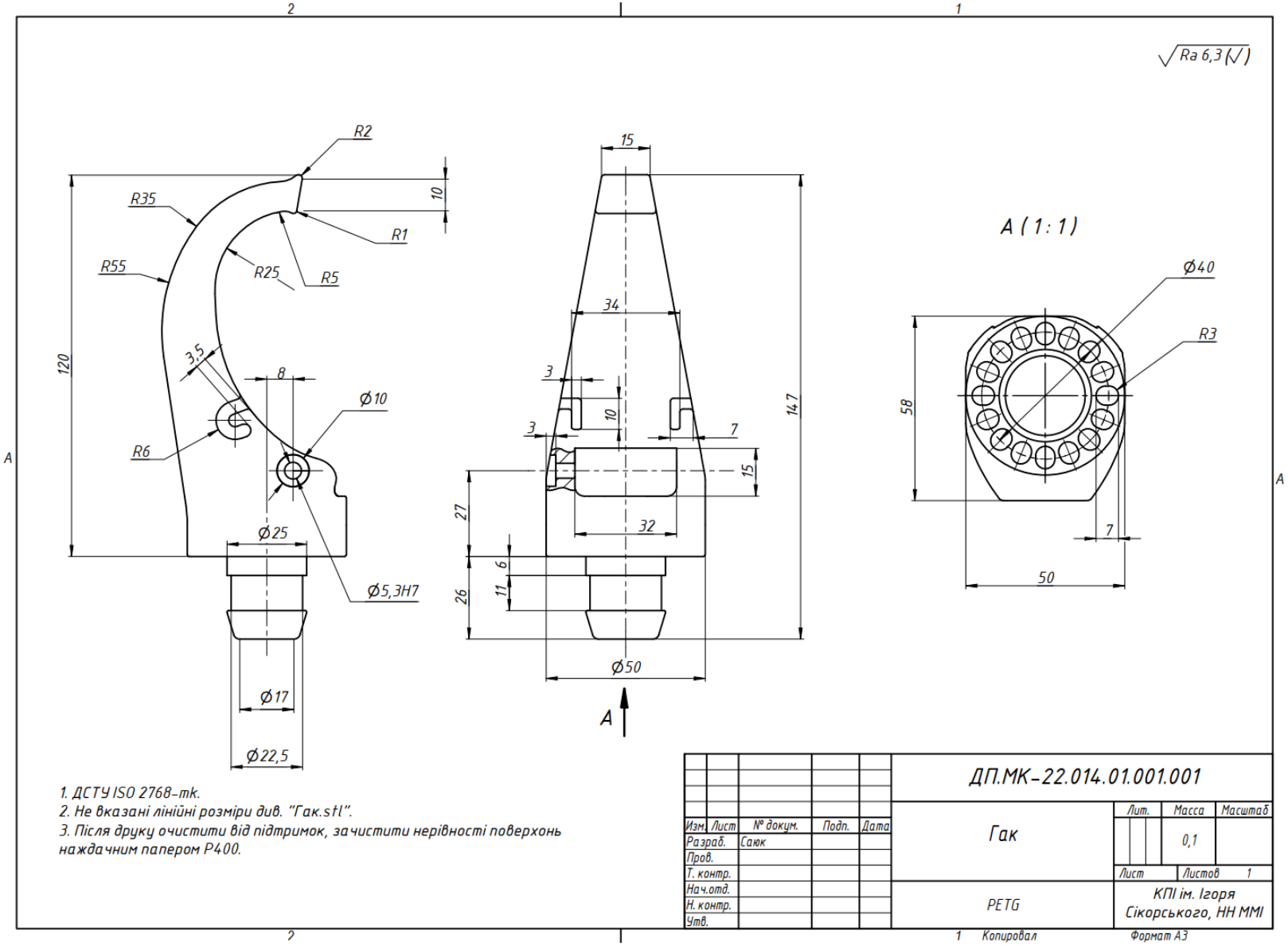
Підп. и дата | Інв. № дубл. | Взам. инв. № | Підп. и дата | Інв. № подл

Зм.	Лист	№ докум	Підпис	Дата	ДП.МК-22.014.01.000.000 СП		
Разроб.		Саюк А.Ю.			Протез передпліччя	Літера	Лист 1 / Листів 2
Перев.							
Нач.від.						КПІ ім. Ігоря Сікорського, ФН ММІ, МК-22	
Н.контр							
Затв.							

Копіював Формат А4

ДОДАТОК Є

Робочий кресленик деталі гак



АНАЛІЗ І ПОРІВНЯННЯ ІСНУЮЧИХ КОНСТРУКЦІЙ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

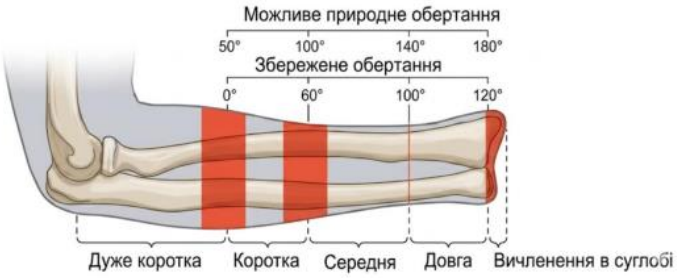
Рівні ампутації верхньої кінцівки

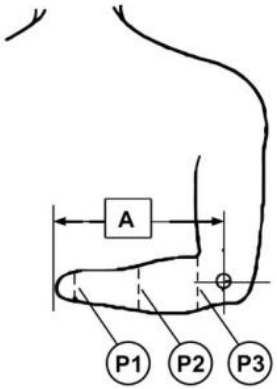
Функціональні протези верхніх кінцівок

Koalaa Soft Prosthetics

Truelimb Prosthetic Arm

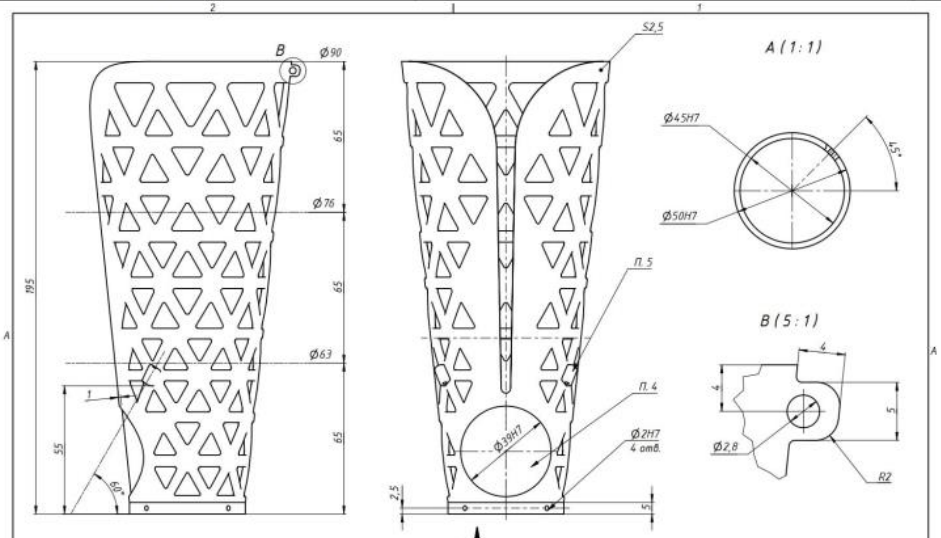
Зняття розмірів кукси передпліччя





А – довжина кукси, мм
Р1 – обхват дистальної частини кукси, мм
Р2 – обхвати кукси на маркованих рівнях, мм

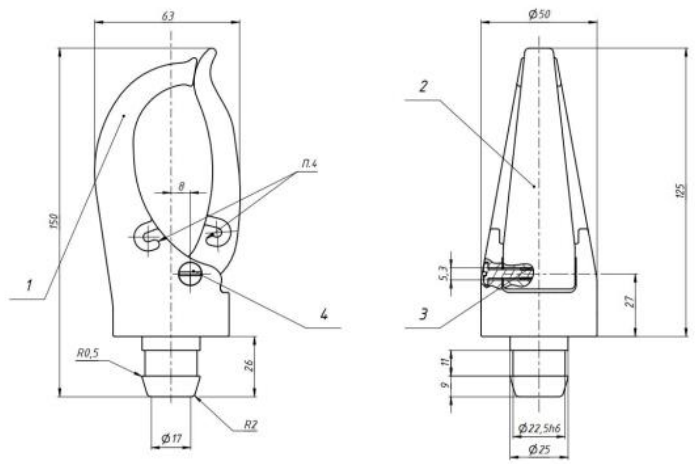
Heroflex



1. ДСТУ ISO 2768-mk.
2. Після друку очистити від підтинок.
3. Допускається нагрівання поверхні до 90°С побутовим феном для позбавлення від дефектів 3D-друку (ниток, павутинки). Час безперервного впливу на одну ділянку – не більше 2–3 с.
4. В передбачене місце установити та закріпити систему швидкої шнурівки BOA.
5. В передбачені місця кріплення встановити шнурівку.
6. Не вказані розміри див. "Приймальна гільза.stl".

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ДП.МК-22.014.01.003.000		
Разраб.		Саик			Гільза	Лит.	Масса: 0,2 / Масштаб
Пров.						Лист	Листов: 1
Т. контр.					Пластик TPU	КПІ ім. Ігоря Сікорського, НН ММІ	
Нач.отд.							
Н. контр.							
Утв.							

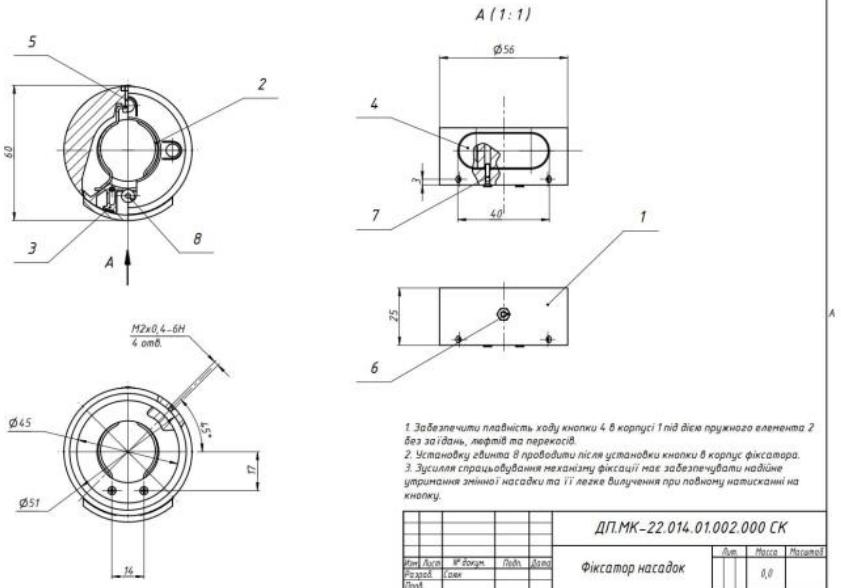
Копировал — Формат А3



1. При складанні забезпечити плавність ходу пальця без заїдань та люфтів.
2. Затягування стяжного болта (поз. 3) виконувати динамометричним інструментом (викруткою) з крутним моментом 0,5 Н·м.
3. На спеціально передбачені гачки корпусу та пальця встановити еластичні елементи (силіконові гумки), забезпечивши їх надійну фіксацію та зусилля розкриття гака не менше 10 Н.
4. Не вказані розміри див. "Насадка Гак.stl"

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ДП.МК-22.014.01.001.000 СК		
Разраб.		Саик			Насадка "Гак"	Лит.	Масса: 0,2 / Масштаб
Пров.						Лист	Листов: 1
Т. контр.						КПІ ім. Ігоря Сікорського, НН ММІ	
Нач.отд.							
Н. контр.							
Утв.							

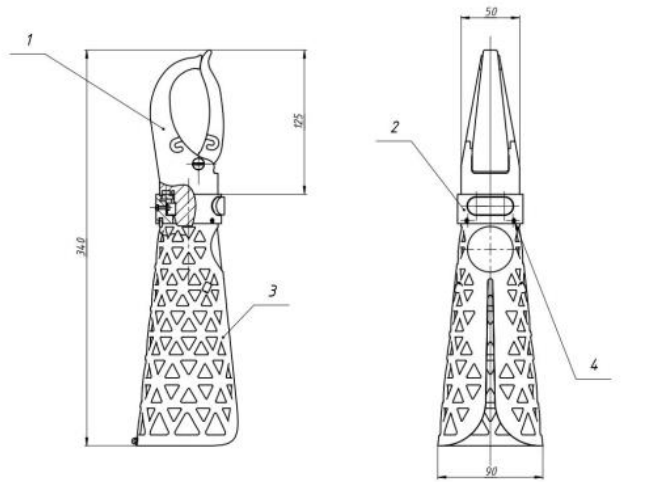
Копировал — Формат А3



1. Забезпечити плавність ходу кнопки 4 в корпусі 1 під дією пружного елемента 2 без заїдань, люфтів та перекосів.
2. Установку гвинта 8 проводити після установки кнопки в корпус фіксатора.
3. Зусилля спрацьовування механізму фіксації має забезпечувати надійне утримання змінної насадки та її легке вилучення при повному натисканні на кнопку.

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ДП.МК-22.014.01.002.000 СК		
Разраб.		Саик			Фіксатор насадок	Лит.	Масса: 0,0 / Масштаб
Пров.						Лист	Листов: 1
Т. контр.						КПІ ім. Ігоря Сікорського, НН ММІ	
Нач.отд.							
Н. контр.							
Утв.							

Копировал — Формат А3



1. З'єднати рукав прийомальної гільзи 3 і фіксатор 2 гвинтами 4.
2. Установити насадку "гак" 1 в фіксатор 2.
3. Насадка повинна надійно утримуватися у фіксаторі без осьового люфта та з можливістю провертання.
4. Демонтаж насадки має відбуватися вільно, без заїдань, при повному натисканні на кнопку фіксатора.

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ДП.МК-22.014.01.000.000 СК		
Разраб.		Саик			Протез передпліччя	Лит.	Масса: 0,3 / Масштаб: 1:2
Пров.						Лист	Листов: 1
Т. контр.						КПІ ім. Ігоря Сікорського, НН ММІ	
Нач.отд.							
Н. контр.							
Утв.							

Копировал — Формат А3

НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН ГІЛЬЗИ

Механічні властивості матеріалу:
Міцність на розтяг 60 МПа
Модуль пружності при розтягуванні 90 МПа
Відносне видовження при розриві 510%

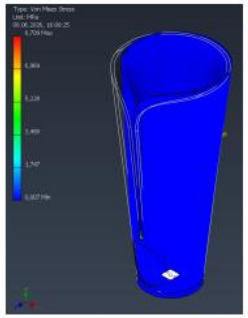
Проведемо порівняльний аналіз напружено-деформованого стану гільз з різою формою перфорації.

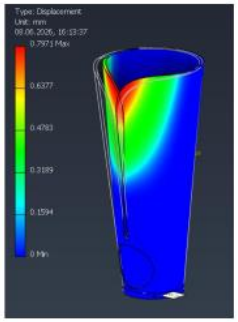
Форма перфорації

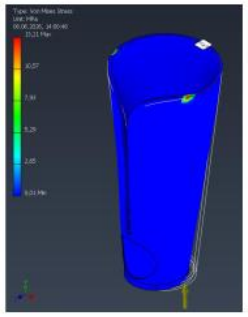
Зусилля 50 Н прикладене на ззвоні корпус гільзи

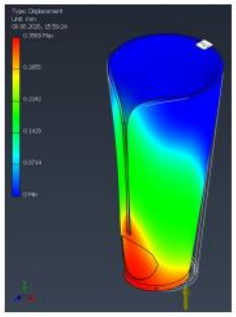
Зусилля 400Н прикладене в торець корпусу гільзи

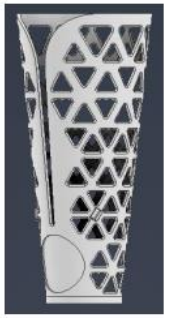
Гладка поверхня



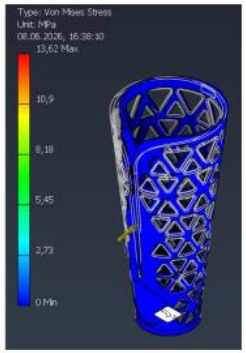


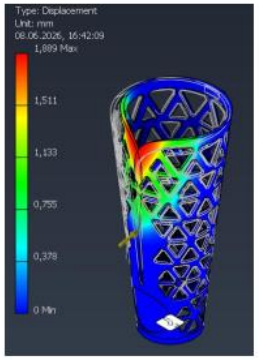


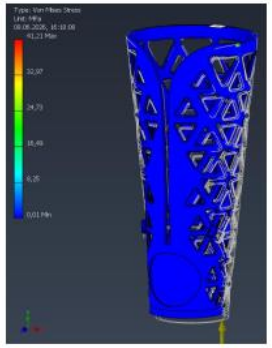


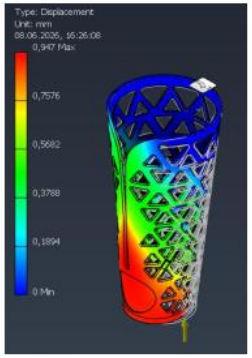


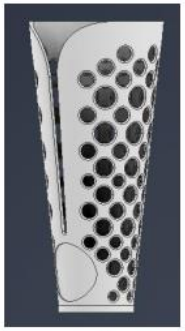
Трикутник



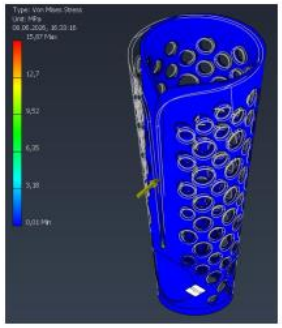


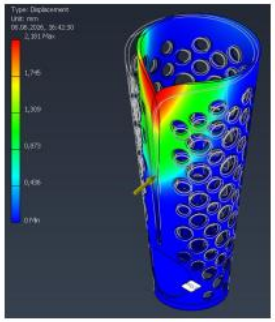


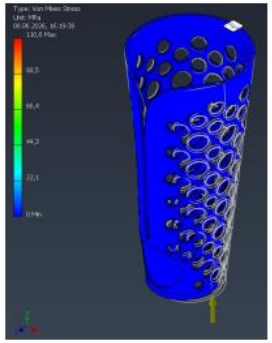


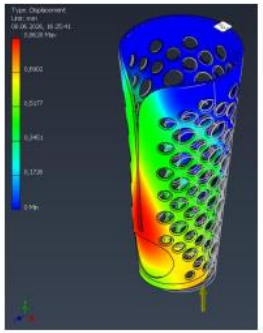


Круг





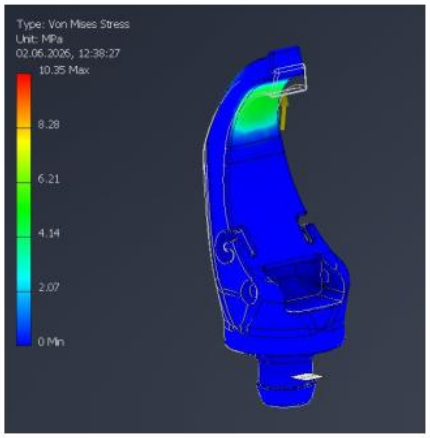


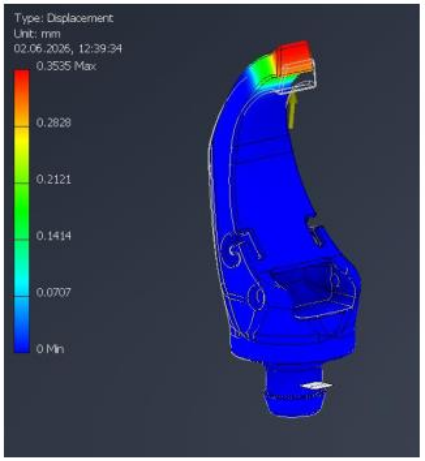


Механічні властивості матеріалу:
Максимальне напруження 57,56 МПа
Відносне видовження після розриву 4,63%

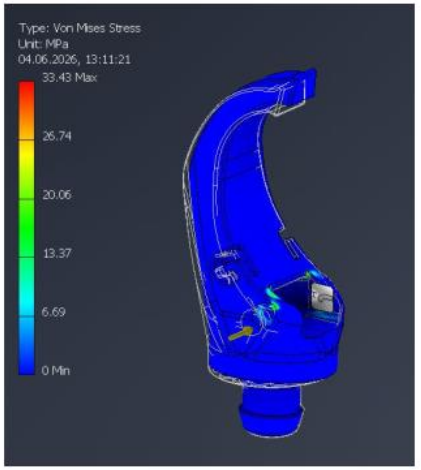
НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН НАСАДКИ "ГАК"

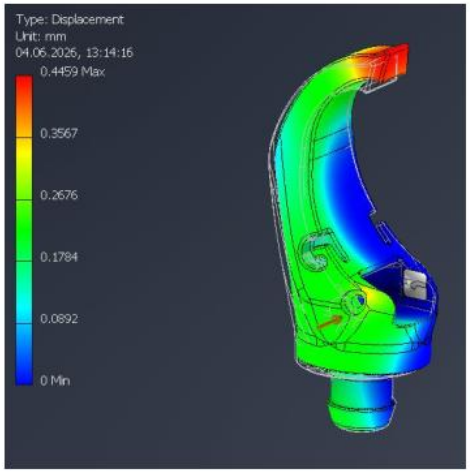
Зусилля 150 Н на робочу зону



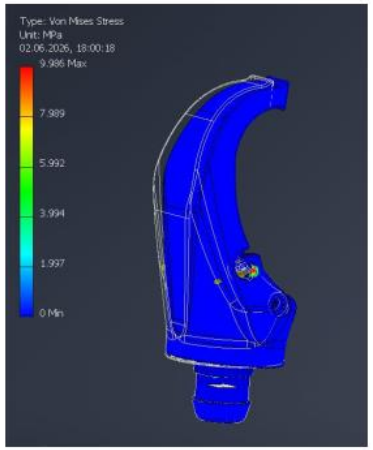


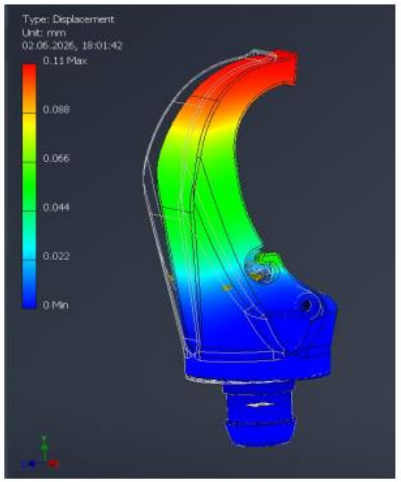
Зусилля 625 Н на місце кріплення осі пальця





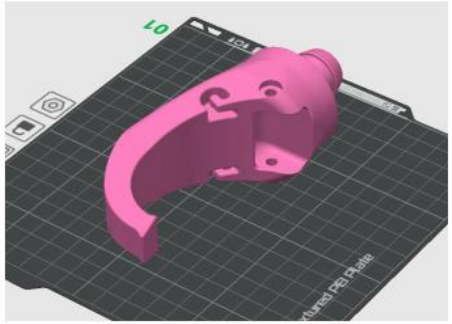
Зусилля 103,4 Н на місця кріплення еластичних елементів

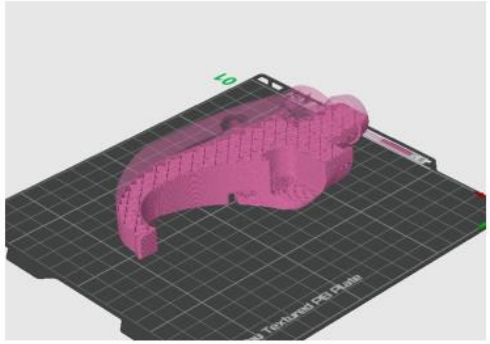




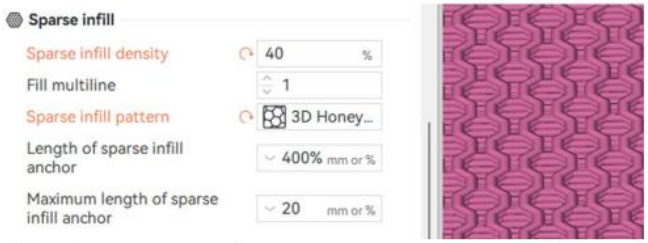
ТЕХНОЛОГІЧНИЙ ПРОЦЕС ВИГОТОВЛЕННЯ НАСАДКИ "ГАК"

Bambu Lab A1 mini

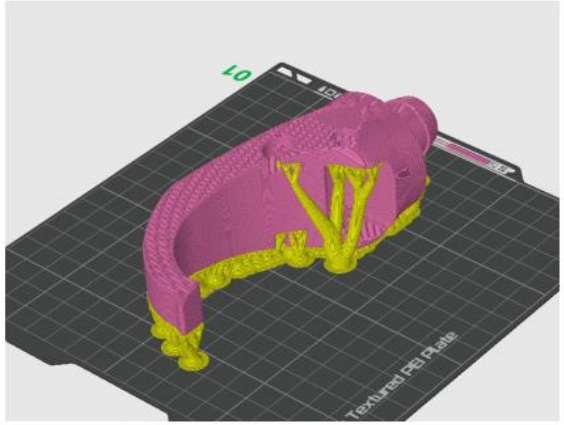




Розташування деталі в робочому просторі для запобігання негативного впливу явища анізотропії на механічні властивості готового виробу



Обрані налаштування щільності заповнення



Генерація підтримок

Slicing Result

Color Scheme: Filament

Filament	Model	Support	Purged	Tower	Total
1	23.65 m 72.25 g	0.00 m 0.00 g	14.38 m 43.93 g	3.29 m 10.06 g	41.32 m 126.23 g
2	0.00 m 0.00 g	2.31 m 7.05 g	21.81 m 66.64 g	2.41 m 7.35 g	26.53 m 81.04 g
Total	23.65 m 72.25 g	2.31 m 7.05 g	36.19 m 110.56 g	5.70 m 17.41 g	67.85 m 207.27 g

Filament change times: 240
Cost: 6.22

Time Estimation

Prepare and timelapse time: 6m13s + 2m50s
Model printing time: 15h26m
Total time: 15h35m

Options	Display
Travel	
Retract	
Unretract	
Wipe	
Seams	✓

Таблиця результатів розрахунку "нарізки" деталі

Надрукований та зібраний прототип насадки

ТЕХНОЛОГІЧНИЙ ПРОЦЕС ВИГОТОВЛЕННЯ ГІЛЬЗИ

Bambu Lab H2D

Advanced

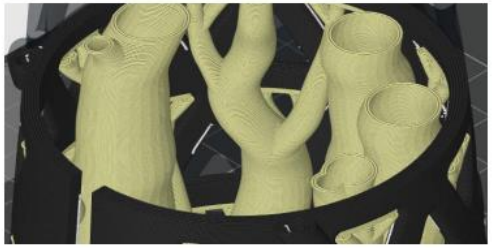
Initial layer density	90	%
Initial layer expansion	-1	mm
Support wall loops	-1	
Top Z distance	0	mm
Bottom Z distance	0.2	mm
Base pattern	Default	
Base pattern spacing	2.5	mm
Pattern angle	0	°
Top interface layers	2	layers
Interface pattern	Rectilinea...	
Top interface spacing	0	mm
Normal Support expansion	0	mm

Налаштування підтримок з PLA

Розріджене заповнення

Щільність заповнення	100	%
Fill multiline	1	
Малюнок заповнення	Прямолін...	
Довжина кріплення розрідженого заповнення	400%	мм або %
Максимальна довжина якоря розрідженого	20	мм або %

Обрані налаштування щільності заповнення



Суцільне заповнення стінок гільзи матеріалом

Колірна схема Філамент

Філамент	Модель	Підтримки	Вежа	Загальний
1	27,49 m 80,67 g	0,00 m 0,00 g	12,57 m 36,90 g	40,07 m 117,57 g
2	0,00 m 0,00 g	16,39 m 49,69 g	17,52 m 53,11 g	33,92 m 102,80 g
Загальний	27,49 m 80,67 g	16,39 m 49,69 g	30,10 m 90,01 g	73,98 m 220,37 g

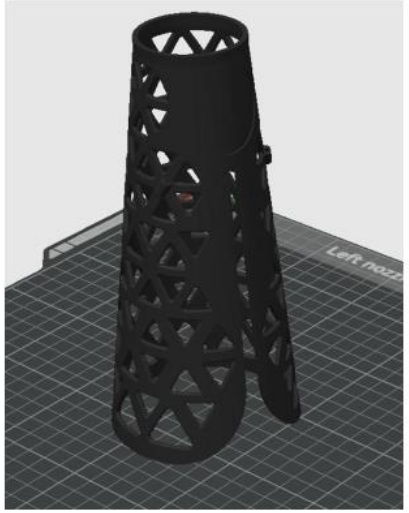
Час зміни філаменту: 936
Витрата: 7,65

Оцінка часу

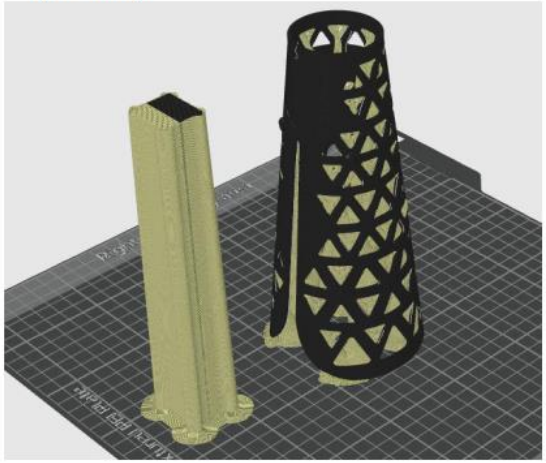
Час підготовки: 5m17s
Час друку моделі: 17h24m
Загальний час: 17h29m

Параметри	Відображати
Переміщення	
Ретракт	
Втягування	
Протирання	
Шви	✓

Таблиця результатів розрахунку "нарізки" деталі



Розташування деталі в робочому просторі



Генерація підтримок