


Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

**МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

на тему:

**Дослідження та розробка 3Д моделі геометрії куксоприймача**

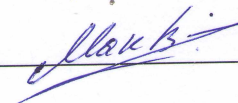
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-22м  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Незгода В.М.

Керівник: к. т. н., доц., каф. БМІОЕС


 Штофель Д.Х.

Опонент: к.т.н., ст.викл. каф. ІКСТ

 Макогон В.І.

**Допущено до захисту**

Завідувач кафедри БМІОЕС


 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 01 » 12 2023 р.

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія  
Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 09 2023 р.

## ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Незгоді Владиславу Михайловичу

1. Тема роботи: Дослідження та розробка 3D моделі геометрії куксоприймача

Керівник роботи: Штофель Д.Х., канд. техн. наук, доцент  
затверджені наказом ВНТУ від «18» вересня 2023 року № 247.

2. Строк подання студентом роботи «01» грудня 2023 року.

Тема дослідження:

3. Предмет дослідження

Ампутація нижніх кінцівок.

4. Предмет дослідження:

Куксоприймач для нижньої кінцівки.

5. Завдання які потрібно виконати:

5.1 Аналізувати наукові джерела, присвячені темі протезування та методологіям створення куксоприймача.

5.2 Розглядати різні методології для створення 3D-моделей і вибрати оптимальний метод на основі проведеного аналізу.

5.3 Розробити 3D-модель куксоприймача, використовуючи отримані дані.

5.4 Аналізувати найбільш підходящий матеріал для виготовлення моделі та визначити основні механічні властивості обраного матеріалу.

5.5 Підібрати комплектуючі для створеної моделі куксоприймача для отримання повноцінного протезу для нижньої кінцівки.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)

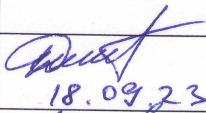
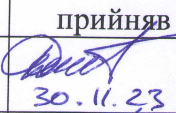
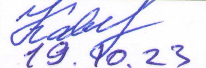
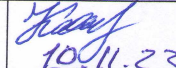
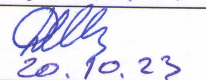
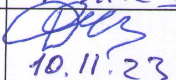
5.1 Результати експериментального дослідження.



## 5.2 3Д модель куксоприймача

- Аналітичний огляд питання, щодо лікування пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок;
- дослідження принципів для конструювання гіпсових моделей кукс стегна;
- матеріали та методи для формування куксоприймача;
- розробка технології формування цифрової 3Д моделі геометрії куксоприймача;
- підбір матеріалів для 3Д друку куксоприймача;
- економічна частина;
- охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.


## 6. Консультанти розділів роботи

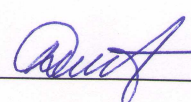
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.23	 30.11.23
Економічна частина	Кавецький В. В. к. е. н., доц. каф. ЕП та ВМ	 19.10.23	 10.11.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С.В. д. п. н., проф. каф. БЖДПБ	 20.10.23	 10.11.23

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2023 року.

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналіз літературних джерел з теми протезування та методологій формування куксоприймача	до 20.10.2023	
Розробка технології отримання цифрової 3Д моделі куксоприймача	01.11.2023	
Вибір програмного забезпечення для формування цифрової 3Д моделі кукси	10.11.2023	
Пошук зображення кукси у форматі DICOM	15.11.2023	
Формування цифрової 3Д моделі кукси	20.11.2023	
Підбір матеріалів для 3Д друку	25.11.2023	
Розробка заходів з охорони праці	27.11.2023	
Розрахунок техніко-економічних показників	30.11.2023	
Оформлення пояснювальної записки	30.11.2023	
Попередній захист	1.12.2023	

Студент  Незгода В.М.

Керівник роботи  Штофель Д.Х.

## **ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ**

АНК – ампутація нижніх кінцівок;

КТ – комп'ютерна томографія;

МРТ – магнітно-резонансна томографія.

## АНОТАЦІЯ

УДК 621.374

Незгода В.М. Дослідження та розробка 3D моделі геометрії куксоприймача: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2023. 100 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 65 найм.; 38 рис.; 22 табл.

Ще лише 30 років тому частка ампутацій нижніх кінцівок через непрохідність артерій становила 50%, а 60 років тому - всього 30%. Проте в сучасний період цей показник сягає 80-90%, і ця тенденція залишається стабільною протягом 20 років. У країнах колишнього Радянського Союзу, включаючи Україну, кількість ампутацій становить приблизно 450 на один мільйон жителів.

Сучасна технологія виготовлення приймальних гільз для ампутаційних пацієнтів в Україні включає етапи зняття гіпсового негативу кукси, виготовлення гіпсової моделі кукси, примірювання гільзи та створення постійної гільзи. Проте ця технологія може призводити до проблем, таких як різноманітність форм гільз у кінцевому результаті. Таким чином, виникає необхідність у розробці нової технології формування куксоприймача.

Дослідження виконане за замовленням Інституту електрозварювання імені Євгена Патона НАН України. Об'єктом дослідження є ампутація нижніх кінцівок, а предметом - куксоприймач для пацієнтів із такою ампутацією. Мета дослідження - розробка технології для отримання 3D-моделі куксоприймача для подальшого виготовлення за допомогою 3D-друку та аналіз навантажень моделей куксоприймача та кукси в системі автоматичного проектування.

Для досягнення цієї мети визначені наступні завдання:

1. Аналіз патентної та наукової інформації з протезування та формування куксоприймача.
2. Вибір методу створення 3D-моделі кукси на основі аналізу інформації.
3. Отримання моделі кукси за обраним методом.

4. Побудова 3D-моделі куксоприймача на основі отриманої моделі кукси.
5. Вибір оптимального матеріалу для 3D-друку куксоприймача.
6. Підбір комплектуючих для отриманої моделі куксоприймача для створення повноцінного протезу нижньої кінцівки.

Також наведено інформацію про публікації статей та участь у конференціях, а також про використані технології для отримання 3D-моделі куксоприймача.

За допомогою програмного забезпечення MIMICS було створено 3D-модель кукси пацієнта на основі комп'ютерно-томографічного знімку. Після цього, використовуючи програмне забезпечення SolidWorks, було отримано цифрову модель куксоприймача. Для 3D-друку куксоприймача вибрано пластик марки PETG.

Проведено підбір комплектуючих для куксоприймача з метою створення цілісного протезу нижньої кінцівки. Застосовано техніку рендерингу для візуалізації отриманої моделі протезу.

Ця робота є важливим внеском у розробку технології протезування та створення куксоприймача для пацієнтів із ампутацією нижньої кінцівки.

## ABSTRACT

UDC 621.374

The disagreement of V.M. Research and development of a 3D model of the geometry of the stump receiver: master's qualification work in the specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program "Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering". Vinnytsia: VNTU, 2023. 100 p.

Ukraine language Bibliography: 65 names; 38 Fig.; 22 table.

Just 30 years ago, the share of lower limb amputations due to arterial occlusion was 50%, and 60 years ago - only 30%. However, in the modern period, this indicator reaches 80-90%, and this trend has remained stable for 20 years. In the countries of the former Soviet Union, including Ukraine, the number of amputations is approximately 450 per one million inhabitants.

The modern technology of manufacturing receiving sleeves for amputation patients in Ukraine includes the steps of removing the plaster negative of the stump, making a plaster model of the stump, trying on the sleeve and creating a permanent sleeve. However, this technology can lead to problems, such as a variety of sleeve shapes in the final result. Thus, there is a need for the development of a new technology for forming the stump receiver.

The research was carried out by order of the Evgeny Paton Institute of Electric Welding of the National Academy of Sciences of Ukraine. The object of research is the amputation of the lower limbs, and the object is a stump receiver for patients with such amputation. The purpose of the research is to develop a technology for obtaining a 3D model of the stump receiver for further manufacturing using 3D printing and analyzing the loads of the stump receiver and stump models in the automatic design system.

To achieve this goal, the following tasks are defined:

1. Analysis of patent and scientific information on prosthetics and stump receiver formation.
2. Choosing a method for creating a 3D stump model based on information analysis.
3. Obtaining a stump model by the chosen method.

4. Construction of a 3D model of the stump receiver based on the obtained stump model.

5. Selection of the optimal material for 3D printing of the stump receiver.

6. Selection of components for the received model of the stump receiver to create a full-fledged prosthesis of the lower limb.

Information is also given on the publication of articles and participation in conferences, as well as on the technologies used to obtain a 3D model of the receiver.

Using the MIMICS software, a 3D model of the patient's stump was created based on a computed tomography image. After that, using SolidWorks software, a digital model of the stub receiver was obtained. PETG plastic was chosen for 3D printing of the stump receiver.

The selection of components for the stump receiver was carried out in order to create a complete prosthesis of the lower limb. The rendering technique was used to visualize the obtained prosthesis model.

This work is an important contribution to the development of prosthetics technology and the creation of a stump receiver for patients with amputation of the lower limb.



## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	2
ВСТУП.....	4
1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ, ЩОДО ЛІКУВАННЯ ПАЦІЄНТІВ З АМПУТАЦІЄЮ НИЖНІХ КІНЦІВОК.....	6
1.1 Епідеміологія ампутацій нижніх кінцівок .....	6
1.2 Методологія розробки індивідуальних прийомних гільз.....	9
1.2.1 Індивідуальне виготовлення приймальної гільзи протеза .....	9
1.2.2 Індивідуальний вибір елементів протеза .....	10
1.2.3 Індивідуальна, відповідна до особливостей кістково-м'язового апарату кукси схема побудови протеза.....	10
1.3 Побудова Приймальної Гільзи в Протезуванні Нижніх Кінцівок .....	10
Висновки до розділу 1 .....	12
2 ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИНЦИПІВ ДЛЯ КОНСТРУЮВАННЯ ГПСОВИХ МОДЕЛЕЙ КУКС СТЕГНА.....	13
2.1 Принципи конструкції гільзи з поперечно-овальною формою .....	13
2.2 Принципи конструкції гільзи з продовгувато-овальною формою .....	15
2.3 Процес вибору гільзи .....	18
2.4 Розробка гіпсової моделі поперечноовальної гільзи.....	19
2.5 Розробка гіпсової моделі подовжньоовальної гільзи .....	20
Висновки до розділу 2 .....	20
3 ОБ'ЄКТИ ТА ПРОЦЕДУРИ .....	21
3.1 Зйомка та аналіз зображень .....	21
3.2 Процес 3D-сканування .....	22
3.3 Використання знімків КТ та МРТ .....	24
Висновки до розділу 3 .....	26
4. ФОРМУВАННЯ ЦИФРОВОЇ 3D-МОДЕЛІ ГЕОМЕТРІЇ КУКСИ ЗА ДОПОМОГОЮ ТЕХНОЛОГІЙ ПРОТЕЗУВАННЯ В СФЕРІ САД/САМ.....	27
4.1 Створення значущої моделі .....	28
4.2 Створення геометричної моделі кукси в програмному пакеті MIMICS .....	28
4.3 Створення геометричної моделі кукси у програмному забезпеченні SolidWorks.....	34

4.4 Формування геометричної структури куксоприймача та ілюстрація процесу конструювання протезу .....	38
4.5 Вибір необхідних елементів для створення побудованої моделі куксоприймача	45
4.5.1 Механізм фіксації .....	46
4.5.2 Гільзовий адаптер .....	47
4.5.3 Гомільний модуль .....	49
4.5.4 Стопа .....	49
Висновки до розділу 4 .....	51
5. МАТЕРІАЛ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ КУКСОПРИЙМАЧА ЗА ДОПОМОГОЮ 3D-ДРУКУ .....	53
5.1 Нейлон .....	53
5.2 ABS-пластик .....	54
5.3 PLA-пластик .....	54
5.4 PETG .....	55
Висновки до розділу 5 .....	57
6 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....	58
6.1 Оцінювання наукового ефекту .....	58
6.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи .....	63
6.2.1 Витрати на оплату праці .....	63
6.2.2 Відрахування на соціальні заходи .....	66
6.2.3 Сировина та матеріали .....	67
6.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі .....	68
6.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт .....	69
6.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт .....	70
6.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень .....	71
6.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей .....	72
6.2.9 Службові відрядження .....	73
6.2.11 Інші витрати .....	74
6.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати .....	74
6.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи ....	75
6.4 Висновок до розділу 4 .....	77

7 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	78
7.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи.....	78
7.1.1. Обладнання приміщення та робочого місця .....	78
7.1.2. Електробезпека приміщення.....	80
7.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії .....	81
7.2.1 Мікроклімат .....	81
7.2 Склад повітря робочої зони .....	82
7.3. Виробниче освітлення.....	84
7.4. Виробничий шум .....	85
7.5. Виробничі випромінювання .....	86
7.6 Психофізіологічні фактори .....	87
7.3. Безпека в надзвичайних ситуаціях .....	88
7.3.1. Вплив радіації на працівника.....	88
7.3.2. Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту виробничого приміщення №003 підвального поверху.....	89
ВИСНОВКИ .....	93
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	95

## ВСТУП

**Актуальність:** Приймальна гільза відіграє ключову роль у протезі гомілки або стегна, об'єднуючи вусечену кінцівку з механічними модулями та переносить основні статичні та динамічні навантаження в системі "людина-протез". З огляду на індивідуальність в протезуванні, кожна складова розробляється окремо. Так, створено полегшені протези для дітей і людей похилого віку, протези з силіконовими елементами та відповідні комплектуючі.

Не дивлячись на розвиток сучасних матеріалів та технологій у виготовленні протезів, побудова приймальної гільзи залишається маловивченою [1]. Форма гільзи визначає передачу сил та рухів, і відмінності її форм можуть призводити до різних зовнішніх навантажень, що передаються на куксу та відчуттів ампутанта [2].

Сучасна технологія виготовлення приймальних гільз в Україні включає етапи зняття гіпсового негативу кукси, створення гіпсової моделі кукси, виготовлення примірювальної гільзи та постійної гільзи. Однак ця технологія стикається з проблемами, які можуть призвести до розбіжностей у формі гільзи та культурі у кінцевому результаті.

У конструюванні приймальних гільз важливо враховувати анатомічні, фізіологічні, антропометричні та біомеханічні аспекти. Розробка технології моделювання приймальної гільзи є необхідною для уникнення перерахованих недоліків.

**Об'єктом дослідження** є ампутація нижніх кінцівок.

**Предметом дослідження** - куксоприймач для пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки.

**Мета дослідження** полягає в розробці технології отримання 3D-моделі куксоприймача для подальшого виготовлення за допомогою 3D-друку та аналізу навантажень в системі автоматичного проектування SolidWorks.

Завдання дослідження включають аналіз літературних та патентних джерел, вибір методу створення 3D-моделі, отримання моделі кукси, побудову 3D-моделі куксоприймача, вибір оптимального матеріалу для 3D-друку та відбір комплектуючих для отримання цілісного протезу нижньої кінцівки.

Для виконання поставлених завдань дослідження розглянуто інноваційні підходи та методології у сфері протезування та формування куксоприймача, а також вибрано оптимальний метод створення 3D-моделі кукси. За допомогою цього методу отримано модель кукси, на основі якої буде створена 3D-модель куксоприймача.

Особлива увага приділяється вибору оптимального матеріалу для 3D-друку куксоприймача, а також підбору комплектуючих для створення цілісного протезу нижньої кінцівки. Враховуючи анатомічні та фізіологічні особливості, а також біомеханічні аспекти, важливо підібрати матеріали та комплектуючі, що забезпечать ефективне та комфортне використання протезу.

Отримана 3D-модель куксоприймача буде використана для подальшого виготовлення за допомогою 3D-друку.

**Новизна магістерської кваліфікаційної роботи** полягає в у вдосконаленні технологій протезування та створенні приймальних гільз для ампутаційних пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок.

**Актуальність магістерської кваліфікаційної роботи** – Застосування таких інноваційних технологій у протезуванні сприяє покращенню якості та індивідуального підходу до виготовлення протезів, зокрема, приймальних гільз.



# 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ, ЩОДО ЛІКУВАННЯ ПАЦІЄНТІВ З АМПУТАЦІЄЮ НИЖНІХ КІНЦІВОК

## 1.1 Епідеміологія ампутацій нижніх кінцівок

В глобальному масштабі статистика ампутацій розглядається з урахуванням п'яти основних причин та різних патологічних станів, які відрізняються за частотою виникнення:

Оклюдійні захворювання артерій;

Травми;

Інфекції;

Пухлини;

Вроджені вади розвитку.

Лише 30 років тому частка ампутацій нижніх кінцівок через непрохідність артерій становила 50%, а 60 років тому лише 30%. На сьогодні ця величина досягла 80-90%. Цей показник залишається сталим впродовж 20 років. У країнах пострадянського простору, включаючи Україну, кількість ампутантів складає близько 450 на один мільйон жителів.

На жаль, відсутність національних реєстрів ампутацій та захворювань периферичних судин ускладнює висновки щодо стану проблеми та реалізацію рішень, які передбачені Сент-Вінсентською декларацією в Україні. Однак можна здійснити приблизні оцінки кількості ампутацій за допомогою літературних даних та розрахунків.

Офіційні дані про кількість ампутацій у хворих на цукровий діабет за 2010 рік свідчать про 3578 випадків ампутацій серед 1 221 300 зареєстрованих хворих. Якщо розрахувати мінімальну кількість ампутацій у цих пацієнтів (близько 6–7 на 1000 хворих щорічно та 60% високих ампутацій від усіх ампутацій), то отримаємо 7328 випадків усіх ампутацій та 4397 випадків високих ампутацій лише в групі діабетиків. Схожі розрахунки на 2010 рік показують, що кількість високих

ампутацій в Україні у хворих на цукровий діабет повинна бути близько 5000 випадків.

Згідно з наказом МОЗ України № 356 від 22.05.2009, у редакції від 05.08.2009 "Протокол надання медичної допомоги хворим на неускладнений цукровий діабет", зареєстрована поширеність цукрового діабету в Україні становить 2,4% населення, а фактична кількість може бути в 3–4 рази вищою. Можна припустити, що реальна кількість ампутацій у хворих на цукровий діабет вища, ніж зареєстрована. Враховуючи також 10368 випадків ампутацій у хворих із захворюваннями судин, реальна загальна кількість ампутацій у нетравматичних хворих на 2010 р. повинна бути близько 20 000.

Звітність по всіх ампутаціях кінцівок традиційно компілюється ортопедо-травматологічною службою та публікується у щорічному довіднику Інституту травматології та ортопедії НАМН України. За даними 2017 року загальна кількість ампутацій кінцівок з усіх причин становила 13 000 випадків. Проте, з урахуванням розрахунків та офіційної статистики, це є недостатньою і заниженою цифрою. Вказується на недоліки у відборі та реєстрації даних, а також на необхідність створення Національного реєстру ампутацій кінцівок.

Міждисциплінарний підхід до лікування діабету дозволяє значно знизити кількість ампутацій у людей, які страждають цією хворобою, або обмежити втручання на рівні стопи. У країнах, що розвиваються, зростає кількість хворих на судинні захворювання, але зменшується частота інфекційних ускладнень, які вимагають ампутацій.

Однак важливо звернути увагу на віковий розподіл статистичних даних.(таблиця 1.1). Залежно від віку пацієнтів відзначаються істотні відмінності в причинах ампутацій.

Таблиця 1.1 – Вік пацієнтів та причини ампутацій

Вік, років	Порушення артеріальної прохідності	Травми	Пухлини
0-20	<1%	90%	5-10%
20-60	30%	60%	5-10%
>60	80-90%	10%	5%

Особливо проблематичним є використання даних з патологій судин у пацієнтів літнього віку, оскільки порушення артеріальної прохідності в них є основною причиною ампутацій.

З розподілу за рівнем ампутації видно, що стегно, гомілка та стопа є найбільш поширеними рівнями внаслідок артеріальної непрохідності. У випадку ампутації на рівні тазо-стегнового суглобу, пацієнти виявляють найвищий відсоток високих ампутацій.

Таблиця 1.2 – Рівень ампутації залежно від причини

Рівень ампутації	Причина ампутації		
	Порушення прохідності артерій	Травми	Пухлини
Екзартикуляція в тазо-стегновому суглобі	25%	25%	50%
Стегно/гомілка	80-90%	5-10%	5%
Стопа	50%	50%	5%
Верхня кінцівка	1%	90%	5-10%

Особливу увагу варто приділити так званим многократним ампутаціям, оскільки вони становлять серйозну загрозу обом кінцівкам при порушенні артеріальної прохідності. Також нещасні випадки часто призводять до ампутацій, охоплюючи верхні і нижні кінцівки внаслідок аварій, відморожень, електричних опіків та вроджених вад розвитку.

У всіх випадках ампутації обох нижніх кінцівок значно підвищує ступінь інвалідності, особливо у пацієнтів із судинними захворюваннями. Тому правильний вибір рівня ампутації стає ключовим для подальшої реабілітації, особливо у пацієнтів із серцево-судинними захворюваннями, де збережені колінні суглоби дають можливість користуватися протезами та повертати пацієнтів до активного способу життя.

## 1.2 Методологія розробки індивідуальних прийомних гільз

Приймальна гільза становить ключовий елемент протезів для гомілки або стегна, і її розробка має вирішальне значення для ефективності системи "людина-протез". Основні функції прийомної гільзи включають розміщення кукси, сполучення та утримання протеза, опору, передачу рухів та забезпечення керованості під час ходьби.

Сучасна технологія протезування нижніх кінцівок націлена на індивідуальний підхід, який охоплює виготовлення індивідуальних прийомних гільз, вибір елементів протеза та створення схеми побудови протеза, що враховує особливості кістково-м'язового апарату кукси.

Ключові вимоги до гільзи протеза включають міцне з'єднання з куксою, повний контакт, навантаження на кінцеву поверхню кукси, збереження циркуляції та іннервації, легкість одягання та знімання, відсутність значних фізичних та психічних зусиль для цього, зовнішні розміри, догляд та довговічність.

Під час протезування протезист повинен вирішити основні завдання, такі як правильне розташування кукси в гільзі, забезпечення зчеплення з гільзою, передача статичних навантажень та забезпечення можливості руху на протезі.

Останнім часом спостерігається зростання індивідуального підходу в технології протезування нижніх кінцівок. Індивідуальність цього процесу залежить від кількох ключових складових, кожна з яких суттєво впливає на кінцевий результат. Ось основні аспекти індивідуалізації в технології протезування:

### 1.2.1 Індивідуальне виготовлення приймальної гільзи протеза

Цей аспект підкреслює важливість створення приймальної гільзи, яка повністю відповідає анатомічним особливостям і потребам конкретного пацієнта.

Індивідуальне виготовлення гільзи дозволяє максимально точно адаптувати протез до форми тіла пацієнта, забезпечуючи оптимальний контакт і зручність під час використання.

### 1.2.2 Індивідуальний вибір елементів протеза

Кожен пацієнт має унікальні фізичні та функціональні потреби. Індивідуальний вибір елементів протеза дозволяє підібрати компоненти, які оптимально відповідають конкретним вимогам пацієнта. Це може включати в себе вибір матеріалів, типів амортизації та механізмів керуваності, забезпечуючи індивідуальний комфорт та ефективність використання протеза.

### 1.2.3 Індивідуальна, відповідна до особливостей кістково-м'язового апарату кукси схема побудови протеза

Розробка індивідуальної схеми побудови протеза, орієнтованої на особливості кістково-м'язового апарату кукси, є ключовим аспектом індивідуального протезування. Врахування анатомічних особливостей, рівня ампутації та потреб пацієнта допомагає створити протез, який максимально природньо і ефективно взаємодіє з його фізіологією.

### 1.3 Побудова Приймальної Гільзи в Протезуванні Нижніх Кінцівок

Індивідуальна спрямованість у протезуванні призвела до значного розвитку кожної складової цього процесу. Розроблені спеціальні серії протезів для дітей та похилих ампутантів, використання силіконових елементів і комплектуючих. Застосування сучасних матеріалів і технологій також стало стандартом. Однак, незважаючи на це, ключовою ланкою, яка визначає успіх протезування, залишається побудова приймальної гільзи.



Вимоги до Гільзи Протезу:

1. Міцне з'єднання між куксою та гільзою:

Несправжні суглоби чи мертві ходи ускладнюють куркування та знижують надійність протеза.

2. Повний контакт:

Конструкція повинна забезпечувати гарний контакт усієї поверхні гільзи з куксою без ділянок без навантаження.

3. Навантаження на кінцеву поверхню кукси:

Максимальна здатність до опори кінцевої поверхні дозволяє підійти до природного механізму руху.

4. Циркуляція та іннервація:

Зберігання артеріальної, венозної та лімфатичної циркуляції та іннервації важливо для повного контакту та навантаження.

5. Одягання та знімання гільзи:

Має бути легкими та не вимагати значних фізичних зусиль або сторонньої допомоги.

6. Заміри зовнішніх розмірів:

Протез не повинен бути більше живої ноги, а з косметичної точки зору навіть краще, якщо він трошки вужчий.

Догляд:

Конструкція повинна бути простою та легкою в догляді, уникати появи неприємного запаху.

Подальша підгонка:

Необхідність досягти повного контакту між куксою та гільзою змушує частіше проводити підгонку, особливо в перші місяці після операції.

Довговічність:

Протез повинен мати довгий термін служби навіть при значних навантаженнях.

Ці вимоги визначають якість протезу та його здатність забезпечити пацієнту повноцінне та комфортне функціонування в повсякденному житті.

## Висновки до розділу 1

У пострадянських країнах, зокрема в Україні, кількість ампутантів становить приблизно 450 на один мільйон жителів. Форма гільзи визначає передачу сил і рухів, викликаючи відмінності в дії зовнішніх навантажень, що передаються з протеза на куксу, і особистих відчуттів ампутанта від цих навантажень. Отже, розробка методології для виготовлення прийомних гільз, що враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти, є актуальною сучасністю.

Вплив Форми Гільзи: Різноманіття форм гільз впливає на передачу сил та рухів, що важливо для ефективності протезів і комфорту ампутантів.

Актуальність Досліджень: З урахуванням анатомічних, фізіологічних, антропометричних і біомеханічних аспектів, вивчення методології виготовлення прийомних гільз є важливим напрямком сучасних досліджень. Зазначені фактори визначають актуальність та значущість вивчення та оптимізації побудови приймальних гільз в протезуванні нижніх кінцівок для досягнення більшої ефективності та задоволення потреб ампутантів.

## 2 ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИНЦИПІВ ДЛЯ КОНСТРУЮВАННЯ ГІПСОВИХ МОДЕЛЕЙ КУКС СТЕГНА

### 2.1 Принципи конструкції гільзи з поперечно-овальною формою

Значна частина сили, передаваної через гільзу з поперечно-овальною формою протеза, тепер передається не через тазостегновий суглоб, а через інший пункт опори - *Tuber ossis ischii*. Проте зсув точки опори відносно тазостегнового суглоба у медіальному, дорсальному та дистальному напрямках, а також порушення м'язової рівноваги, спотворюють систему сил, описану в даному контексті, і впливають на розрахунок базової лінії для виготовлення протеза (див. рис. 2.1)[9].

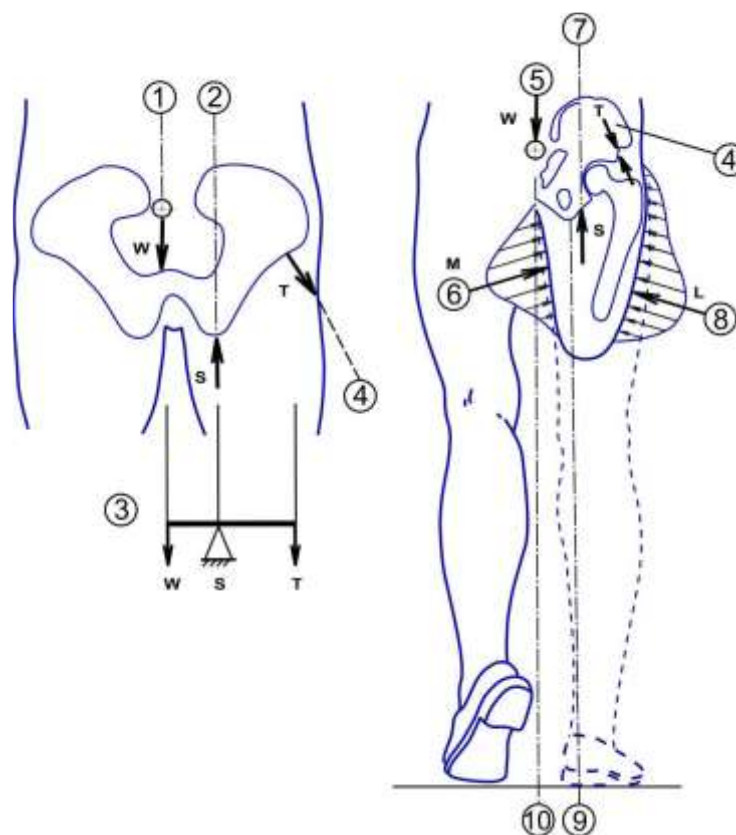


Рисунок 2.1 – Порушення м'язової рівноваги при ампутації кінцівки на рівні стегна і компенсаторні м'язові зусилля

В момент опори тіла людини на протез (вектор  $W$ ) спостерігається тенденція зміщення таза у напрямку здорової кінцівки, що перетворює таз в

певний вид важеля. Десіднична кістка функціонує як точка опори і обертання (точка S). Ця тенденція вирівнюється за рахунок дії середнього сідничного м'язу (вектор T), який викликає протидіючий момент. Для досягнення максимальної ефективності роботи м'язу необхідно використовувати його максимальну довжину у вільному стані, що можливо досягається при збереженні нормального, приведенного стану кукси.

Латеральна стінка гільзи повинна підтримувати цей стан кукси, створюючи тиск на область таза вище центру ротації кукси у фронтальній площі та вздовж стегнової кістки нижче великого вертела. Відсутність такої латеральної опори змушує ампутанта переміщати центр тяжіння в латеральному напрямку, поки він не знаходиться над поверхнею опори протеза на землі. Це може бути необхідним лише при значному нахилі корпусу, що веде до зайвого енерговитрат, спотворення кінематики руху та оптичного сприйняття нормальної походження.

Спеціальна форма поперечно-овальної гільзи сприяє утриманню сідничного пагорба в передбаченій опорній зоні гільзи протеза і стабілізації стегнової кістки під час користування протезом. Основна форма гільзи представлена на рисунку 2.2.

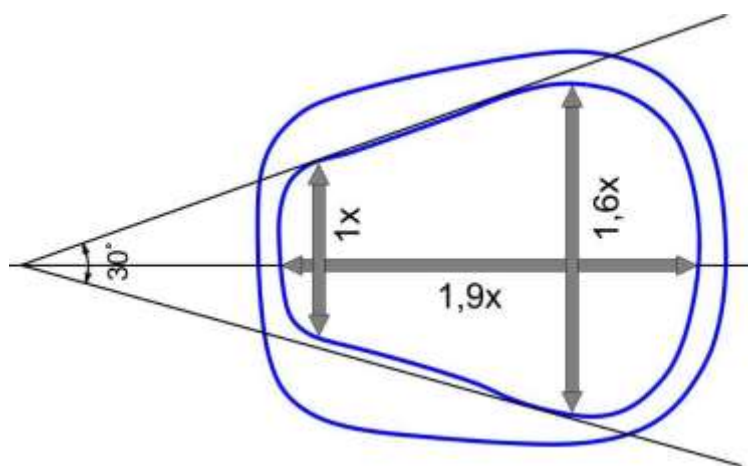


Рисунок 2.2– Форма і пропорції поперечноовальної гільзи

Ця форма та пропорції мають функціональне обґрунтування. З одного боку, важливо підтримувати сідничну кістку в необхідній області, а з іншого

боку, враховувати анатомію кукси і необхідність введення в гільзу кісткових і м'язових структур без обмеження функціональних можливостей.

Детальніше, конструктивні елементи поперечно-овальної гільзи мають наступні характеристики[9]:

- Сіднична площадка і задня стінка гільзи:\*\* Призначені для опори і утримання сідничної кістки. Розташовані строго горизонтально і розвернуті в площині сідничної кістки, плавно переходячи на вертикальну поверхню, яка охоплює задню частину кукси.

- Передня стінка і передній пелот:\*\* Призначені для утримання сідничної кістки на сідничній площадці. Це досягається визначеною віддаленістю переднього пелоту від сідничної площадки і створенням напередньої поверхні стегна в зоні трикутника "Skarpa" тиску, яка протидіє провалюванню сідничної кістки в гільзу. Ширина переднього пелоту визначається кістковим розміром між м'язом і верхньою передньою клубовою остю, а в дистальному напрямку стінка поступово змінює форму з плоскої на округлу, охоплюючи передню поверхню кукси.

- Внутрішня стінка:\*\* Запобігає зісковзуванню кукси всередину при стоянні. У проксимальній частині з'єднує сідничну площадку з переднім пелотом, спускаючись нижче, охоплює медіальну поверхню кукси і з'єднує задню і передню стінки.

- Латеральна стінка:\*\* Служить для стабілізації таза під час фази опори на протез. Підтримує нормальний приведений стан кукси, створюючи тиск на область таза вище центру ротації кукси у фронтальній площі. Створює опору стегновій кістці по всій її довжині нижче великого вертела під час фази опори на протез, з'єднуючи задню і передню стінки та дорівнюючи передній стінці.

## 2.2 Принципи конструкції гільзи з продовгувато-овальною формою

Під час фази опори на протез, внутрішня стінка гільзи стискаюче впливає на м'які тканини кукси в області промежини, що спричиняє зсув м'яких тканин



та зміщення проксимальної частини гільзи у латеральному напрямку. Чим більше атрофовані м'язи кукси або чим вище рівень ампутації, тим важче відновлювати нормальну кінематику руху і протидіяти зсуву м'яких тканин та зміщенню гільзи [10].

Для стабілізації латерального зсуву гільзи використовується підняття медіального краю гільзи і направлення бічних навантажень на гілку сідничної кістки. Проте, в цьому випадку сіднична кістка втрачає точку опори і провалюється в гільзу протеза. Підтримка сідничної кістки відновлюється шляхом зменшення медіолатерального розміру гільзи на рівні великого вертела і створення гідростатичного навантаження на м'які тканини кукси. У такому випадку передача навантажень від протеза на корпус здійснюється анатомічним чином через тазостегновий суглоб (див. рис. 2.3).

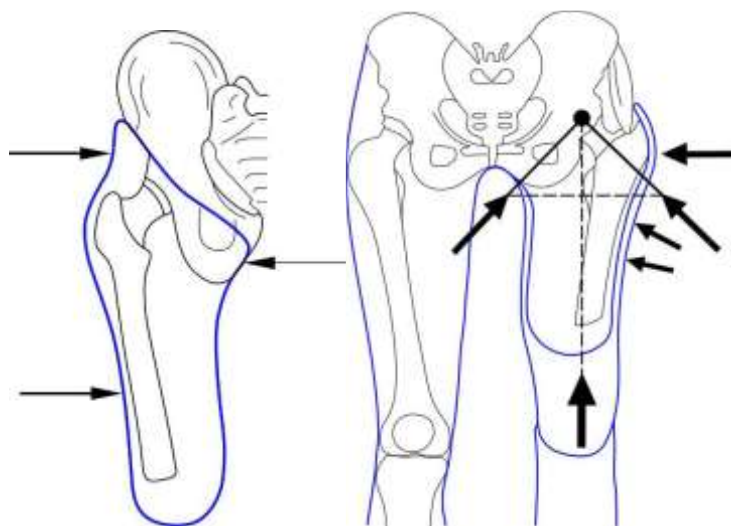


Рисунок 2.3 – Принцип стабілізації латерального зсуву гільзи

Конструктивні елементи гільзи виявляють наступні характеристики:

- Медіо-латеральний розмір гільзи: В проксимальній частині гільзи вона повинна бути достатньо широкою, щоб прийняти сідничну кістку та великий вертел. Цей розмір, відомий як "скелетний M-L розмір", вимірюється від нижньої гілки лобкової кістки до великого вертела. Для забезпечення підтримки сідничної кістки і стабілізації таза, ширина гільзи зменшується на

відстані приблизно 4 см нижче сідничного пагорба, і цей розмір відомий як "M-L розмір м'яких тканин кукси" (див. рис. 2.4).

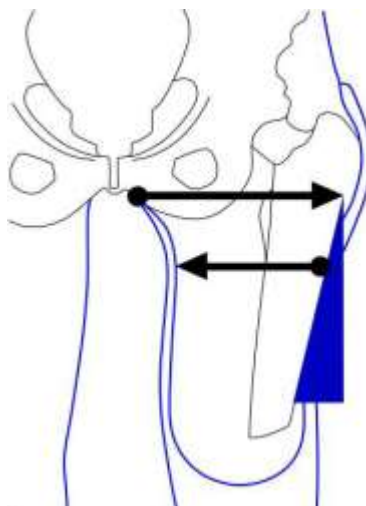


Рисунок 2.4. –Медіо-латеральні розміри гільзи

Передньо-задній розмір гільзи: Необхідність введення м'яких тканин кукси в гільзу з меншим, порівняно з поперечно-овальною, медіо-латеральним розміром, вимагає збільшення передньо-заднього розміру. Це зменшує тиск на нервово-судинний пучок та сприяє кращому розташуванню та функціонуванню основних м'язів стегна.

Задня стінка: У проксимальній частині з медіального боку це представляє собою нахилений на зовні поверхні, що на висоті приблизно 3-4 см охоплює та перекриває сідничну кістку, тим самим протидіючи переміщенню гільзи в латеральний бік. Це розташовано в площині для створення рівномірного тиску на сідничну кістку. Для можливості введення в гільзу м'яких тканин кукси, вона нахилена наружу на кут 40-45°. В дорсальному напрямку верхній контур стінки знижується і відповідає контуру великого сідничного м'язу. Спускаючись нижче, плавно переходить на вертикальну поверхню і охоплює задню поверхню кукси.

Латеральна стінка: Завдяки визначеній віддаленості від площадки, на якій розташована сіднична кістка, і створенню тиску на бокову поверхню стегнової кістки, вона створює кістковий замок і протидіє проваленню сідничної кістки в гільзу. Підтримує нормальний приведений стан кукси, створюючи тиск на

область таза вище центру ротації кукси у фронтальній площині, створює опору стегновій кістці по всій її довжині нижче великого вертела під час фази опори на протез. Протидіє ротації гільзи відносно кукси у горизонтальній площині завдяки обхвату великого вертелу.

**Внутрішня стінка:** В проксимальній частині з дорсального боку примикає до поверхні, що підтримує сідничну кістку. В вентральному напрямку, в точці виходу із гільзи гілки сідничної кістки, знижується на 1-2 см і підіймається до пахової складки. Проксимально, охоплює внутрішню поверхню кукси і з'єднується з задньою і передньою стінками.

**Передня стінка:** З'єднує латеральну і внутрішню стінки. Поступово змінює плоску форму, характерну для переднього пелоту поперечно-овальної гільзи в проксимальній частині, на округлу, що охоплює передню поверхню кукси в дистальній частині. Верхня границя стінки відповідає контуру пахової складки. В протилежному випадку при сидінні виникає врізання краю гільзи в м'язи. Ширина передньої стінки визначається кістковим розміром між м'язом, що приводить і верхньою передньою клубовою остю.

### 2.3 Процес вибору гільзи

Поперечноовальна гільза, завдяки своїй простій формі, виготовляється легше і доступна тим, хто не має високого рівня кваліфікації у сфері протезування. Однак, через специфіку передачі навантажень від протеза на корпус, виникають додаткові вигинаючі моменти, що можуть викликати зсув гільзи та негативно впливати на кровообіг в куксі.

Подовжньоовальна гільза, навпаки, передає навантаження на корпус фізіологічним чином через тазостегновий суглоб, звільняючи нервово-судинний пучок від надмірних навантажень. Однак, виготовлення такої гільзи вимагає високої кваліфікації та збільшує витрати на протезування.

Узагальнюючи, переваги подовжньоовальної гільзи виявляються в залежності від стану м'яких тканин кукси, довжини кукси та стабільності її

розмірів. Переваги поперечноовальної гільзи можуть виявитися для тих, хто має атрофовані тканини або короткі кукси. Вибір форми гільзи визначається індивідуальними особливостями ампутанта та його потребами у протезуванні.

#### 2.4 Розробка гіпсової моделі поперечноовальної гільзи

Етап розробки гіпсової моделі для поперечноовальної гільзи включає наступні кроки:

Розмітка кукси: Цей етап передбачає маркування захисного чохла, де вказуються кісткові виступи, зони для розвантаження, лінії виміру окружних розмірів кукси та пахова складка. Виміри виконуються від великого вертела з інтервалом 5 см.

Взяття відбитка: Застосовується гіпсовий бинт завширшки 15-20 см, ретельно відтворюючи положення сідничної кістки. При цьому важливо уникати занадто товстого або тонкого шару гіпсу для точності відтворення форми.

Моделювання: Застиглий гіпсовий негатив знімається, а проксимальна частина доповнюється гіпсовим розчином. Важливо відновити розмітку і перевірити довжину моделі.

Корекція та вирівнювання: Модель виправляється і вирівнюється, забезпечуючи плавну форму без зайвих напливів гіпсу, що можуть викликати нестабільність посадки.

Формування примірочної гільзи: Термопластичний матеріал вкладається в раму і обтягує гіпсову модель. Після охолодження матеріалу примірочна гільза знімається, обробляється проксимальний контур.

Усі ці кроки спрямовані на створення гіпсової моделі, яка забезпечить стабільну посадку кукси в гільзі та правильно передасть динамічні навантаження.

## 2.5 Розробка гіпсової моделі подовжньоовальної гільзи

Позначення на куксі включає створення захисного чохла, на якому виділяються кісткові виступи, локальні зони для розвантаження, лінії виміру окружних розмірів, що починаються від великого вертела та пролягають дистально через кожні 2,5 см. Також маркують пахову складку та визначають нижню границю великого сідничного м'язу, що визначає контур проксимального краю гільзи. Після цього проводять виміри окружних розмірів кукси, визначають довжину від сідничного пагорба та кут відхилення подовженої осі кукси від вертикалі у сагітальній площині[15].

### Висновки до розділу 2

Сучасний процес виготовлення приймальних гільз в Україні включає етапи зняття гіпсового негативу кукси, створення гіпсової моделі кукси, формування примірювальної гільзи та виготовлення постійної гільзи.

Використання такої технології може породжувати різні труднощі, які можуть впливати на форму гільзи в кінцевому результаті. Зробити шар гіпсових бинтів так, щоб він точно відтворював положення сідничної кістки і фіксував отриману форму, важливо, і це може бути ускладнено вибором надто товстого чи занадто тонкого шару гіпсових бинтів. Неправильне розташування пальців під час моделювання може призвести до нестабільної посадки кукси в гільзі, виникнення ротаційних моментів і відчуття болі у цій області. Також під час створення гіпсової моделі кукси може виникнути неправильне вирівнювання та формування моделі.

## 3 ОБ'ЄКТИ ТА ПРОЦЕДУРИ

### 3.1 Зйомка та аналіз зображень

Теоретично існує два підходи для отримання об'ємних моделей об'єктів на основі стандартних двовимірних знімків. Перший метод призводить до створення так званих псевдотривимірних моделей, які створюють ілюзію об'ємності, але фактично не є тривимірними. Цей підхід, як правило, реалізується через зшивання фотографій за допомогою спеціальних програм, що перетворюють їх у 360-градусні панорами і використовуються для створення кругових оглядів об'єктів.

Другий підхід дозволяє створювати справжні тривимірні моделі, які можна експортувати у популярні 3D-формати і подальше їх обробляти в програмах тривимірного моделювання[16]. У обох випадках основою для моделей є набір фотографій, і процес їх створення можна розділити на два етапи: безпосередньо фотозйомка об'єкта та генерація моделі.

Зйомка об'єкта для моделювання є важливим і відповідальним процесом, оскільки якість моделі напряму залежить від результатів фотозйомки. Для отримання високоякісних моделей важливо дотримуватися ряду правил, таких як правильна установка камери, збереження однакових розмірів фотографій та використання спеціальних каліброваних стендів[17].

Псевдотривимірні моделі можна створити в програмах для віртуальних турів, таких як 360 Degrees Of Freedom 360.3D, 3D Photo Builder Professional, Easypano Modelweaver. Однак для справжніх тривимірних моделей використовуються більш спеціалізовані додатки, такі як 3D Software Object Modeller, PhotoModeler, D Sculptor і REALVIZ ImageModeler.

## 3.2 Процес 3D-сканування

Активні сканери використовують різні типи випромінювання, такі як світло, ультразвук або рентгенівські промені, для сканування об'єкта шляхом вимірювання відбиття світла або проникання випромінювання через об'єкт чи середу. У лазерних 3D-сканерах використовується принцип зміни відстані до об'єкта та двох кутів, що дозволяє визначити його координати. Лазерний промінь виходить із випромінювача, відбивається від поверхні об'єкта та повертається в приймач, що дозволяє вимірювати точки з дискретністю у вертикальних сканах. Тріангуляційні лазерні 3D-сканери використовують лазер та камеру для визначення точок на об'єкті, утворюючи трикутник і визначаючи його форму та розмір. Ручні лазерні сканери також застосовують принцип тріангуляції, де лазер або смуга проектується на об'єкт, а сенсор вимірює відстань до поверхні. 3D-сканери, які використовують структуроване світло, проектують світлову сітку на об'єкт і фіксують його деформацію, що дозволяє отримати точну комп'ютерну модель.

Обробка даних в процесі лазерного сканування включає кілька етапів:

1. Зшивання сканів: Для створення єдиної точкової 3D-моделі об'єднують окремі скани. Це часто виконується за допомогою методу об'єднання за опорними точками, такими як спеціальні призми, світловідбивачі або наліпки, розташовані на суміжних сканах.

2. Трансформування координат: Для точного відображення на майбутніх кресленнях або схемах необхідно встановити єдину координатну систему. Це включає в себе визначення центру 3D-сканування для кожного скану та трансформацію всіх координат в єдину систему.

3. Створення поверхонь: Основний етап обробки даних - перетворення отриманих точок в математично описані поверхні. Зазвичай для цього використовується математичний апарат програмного забезпечення, який може створювати математичні поверхні або апроксимувати їх тріангуляційним методом.

Безконтактне лазерне сканування є важливим методом для контролю морфології нижніх кінцівок, особливо для глобальної конформації та стану шкіри. Воно важливе як на етапі протезування, так і протягом життя пацієнта, для реєстрації змін та реалізації необхідних функціональних змін.

Цей метод дозволяє:

- Отримати морфологію кукси неінвазивним та безпечним способом.
- Отримати цифрові моделі, які полегшують оцінку якості та/або змін в кінцівці для подальшого використання в післяопераційних процедурах.
- Виявляти зміни форми та об'єму кукси через навантаження на зовнішню поверхню кукси.

Для проектування точок маркування можуть використовуватися антропометричні стандарти та інші маркери для створення та вирівнювання сітки сканування.

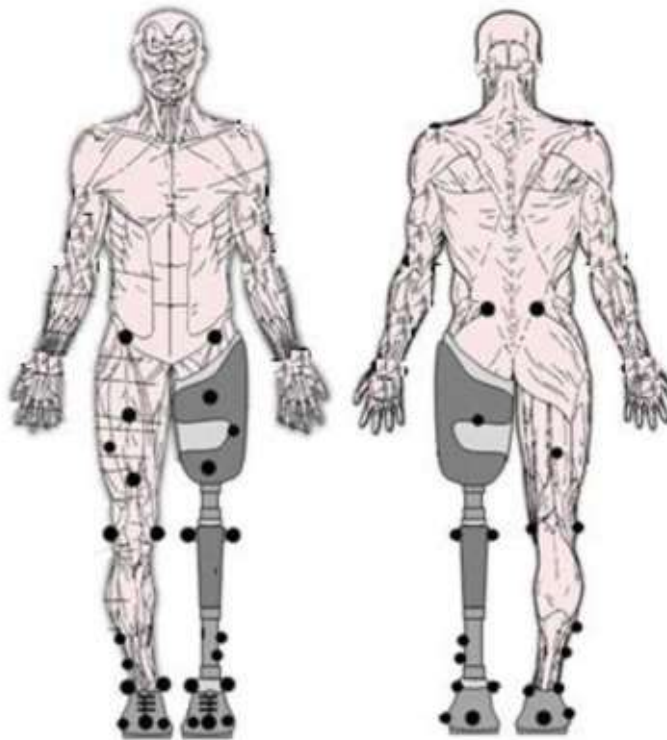


Рисунок 3.1 – Позиціонування маркерів



### 3.3 Використання знімків КТ та МРТ

Медична комп'ютерна томографія (КТ) – це метод діагностики, що досліджує внутрішні структури тіла за допомогою двовимірних рентгенівських зображень, зроблених навколо однієї осі, кожен з яких має визначену товщину. КТ-сканування дозволяє отримати деталізоване зображення м'яких тканин та інших частин тіла, залежно від їх густини. Цей метод особливо корисний для виявлення захворювань кісток після травматичних подій, завдяки контрасту між кістками та рентгенівськими променями. Проте слід обережно використовувати цей інвазивний метод діагностики [25].

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – це неінвазивний технологічний метод високої роздільної здатності, який отримує багатовимірні дані не лише в трансверсальній площині тіла, як у КТ, але також в сагітальній та фронтальній площинах. Завдяки МРТ можна отримати секції з високою деталізацією та розрізняти м'які та хрящові тканини. Проте цей метод є дорогим і тривалим у виконанні, щоб здійснити повний зріз кінцівки [26].

Стандартний формат DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) для 2D-зображень має такі параметри: розмір матриці зображення 512x512 пікселів, 16 біт, розмір пікселя = 0.3/0.5 мм, DFOV 20x20 см. Зображення передаються з медичної робочої станції на персональний комп'ютер для обробки.

Існує кілька програм, які дозволяють будувати 3D-моделі з імпортованих файлів у форматі DICOM. Розглянемо деякі з них [27]:

1. MeVisLab - це потужна модульна структура для обробки зображень та розробки з особливим акцентом на медичну візуалізацію. Програма дозволяє швидко інтегрувати та тестувати нові алгоритми та розробляти клінічні прототипи. MeVisLab включає додаткові модулі для сегментації, реєстрації, волюметрії, аналізу та інших операцій [28].

2. Автоматизоване робоче місце (АРМ) "Гамма Мультивокс Д2" - призначене для роботи з 2D/3D медичними зображеннями і серіями зображень. АРМ дозволяє працювати з декількома графічними моніторами і забезпечує обробку зображень в залежності від типу модальності [29].

3. Медичне програмне забезпечення Mimics Innovation Suite - включає MIMICS для візуалізації і сегментації томографічних зображень і 3-matic для комп'ютерного проектування медичних пристроїв. Це використовується для моделювання оцінки хірургічних методів лікування і створення 3D-об'єктів [30].

Різноманітні інструменти цих програм дозволяють вимірювати різні параметри, визначати щільність, додавати анотації, створювати конструктивні геометрії, аналізувати товщину стінок, порівнювати деталі до і після операції та експортувати дані для подальшого аналізу. MIMICS є інтерактивним програмним пакетом для візуалізації і сегментації зображень, отриманих томографією, і пов'язує томографічні зображення з широким спектром застосувань [31].

Таблиця 3.1 Порівняльний аналіз програм для побудови 3Д моделей

Можливості програми	Програма для побудови 3Д моделі		
	MeVisLab	Гамма Мультивокс Д2	MIMICS
Імпорт DICOM, JPEG, TIFF, BMP, рентгенівських зображень	так	так	так
Підтримка і PACS інтеграції DICOM	так	ні	так
Синтез 3Д зображень для послідовностей паралельних КТ та МРТ зрізів	так	так	так
Просто та швидко створювати точні 3Д моделі	так	так	так
Практична імітація операцій	ні	ні	ні
Виконання спеціальних анатомічних аналізів	ні	ні	так
Порівняння деталі до та після проведеної операції	ні	ні	так

### Висновки до розділу 3

3D-моделі, які створюються на основі знімків КТ, володіють значною точністю, і стандартне відхилення моделі складає близько 0.3/0.5 мм. Такий рівень допуску визнається як прийнятний для функціонування куксоприймача. Максимальне значення може бути урівноваженим з урахуванням деформації втулки, виготовленої з полімерного матеріалу, а мінімальне значення може бути скориговане за допомогою використання бавовняної шкарпетки, яка надягається на куксу. Проблеми цифрової реконструкції в 3D пов'язані з деформаційною здатністю кукси через м'язові скорочення, які відбуваються під час створення моделі, а також з артефактами на шкірі після ампутації. В даному контексті використання знімків КТ сприяє вдосконаленню та прискоренню процесу створення куксоприймача.

При здійсненні порівняльного аналізу програм для конструювання 3D-моделей (див. таблицю 3.1), програмний комплекс MIMICS виявляється найбільш відповідним для створення 3D-моделей кукси за використання КТ та МРТ зображень. Це обумовлено тим, що пакет надає широкий спектр функцій для перетворення наборів зображень в 3D-об'єкти та підготовки їх для різних областей застосування, включаючи подальшу обробку в системі SolidWorks.

#### 4. ФОРМУВАННЯ ЦИФРОВОЇ 3D-МОДЕЛІ ГЕОМЕТРІЇ КУКСИ ЗА ДОПОМОГОЮ ТЕХНОЛОГІЙ ПРОТЕЗУВАННЯ В СФЕРІ САД/САМ.

Запропонована методологія передбачає отримання та використання 2D-моделі кукси пацієнта у форматі DICOM, здійснене за допомогою різних технологій, таких як комп'ютерна томографія та магнітно-резонансна томографія. Знімок КТ був здійснений в Київському казенному ортопедично-протезному підприємстві. Отримана модель використовується для розділення структурних елементів кукси, таких як кістки та м'які тканини. Після цього проводиться 3D-реконструкція та ремешування моделі, на основі якої формується куксоприймач. Схематичне зображення технології формування цифрової 3D-моделі геометрії культі представлено на рисунку 4.1.



Рисунок 4.1 – Схематичне зображення технології формування цифрової 3D моделі геометрії культі

#### 4.1 Створення значущої моделі

При упрощенні матеріалу до схематизації слід керуватися наступними припущеннями:

- Кукса моделюється як два однорідних ізотропних шари: кістковий та м'язовий.

- Матеріали вважаються ідеально-пружними, що означає, що тверді тіла можуть змінювати свою форму та обсяг під дією зовнішніх сил, але після усунення навантаження повністю відновлюють вихідний стан.

- У моделі відсутні початкові напруги.

Для спрощення реальної геометричної моделі біологічного об'єкта використовується схематизація його геометрії. Об'єктами дослідження є комп'ютерні томограми у форматі DICOM. За допомогою програмного пакета MIMICS формується модель зовнішнього вигляду кукси та кісток на основі отриманих раніше даних. При створенні моделі необхідно знехтувати деякими властивостями реального об'єкта через складність його структури, зберігаючи лише ті характеристики, які необхідні для подальших досліджень.

#### 4.2 Створення геометричної моделі кукси в програмному пакеті MIMICS

При формуванні геометричної моделі необхідно спростити реальну форму об'єкта дослідження. Модель кукси розробляється у медичній програмі MIMICS (Interactive Imageization Control System) на основі обробки комп'ютерних томограм. Важливо відзначити, що під час конструювання моделі деякі характеристики реального об'єкта не враховуються, залишаючи лише найбільш суттєві. Таким чином, в програмі MIMICS основна увага приділяється областям кукси, які здатні витримувати навантаження (рис. 4.2), та виступам кісток, які не можуть витримати навантаження (рис. 4.3)[32].

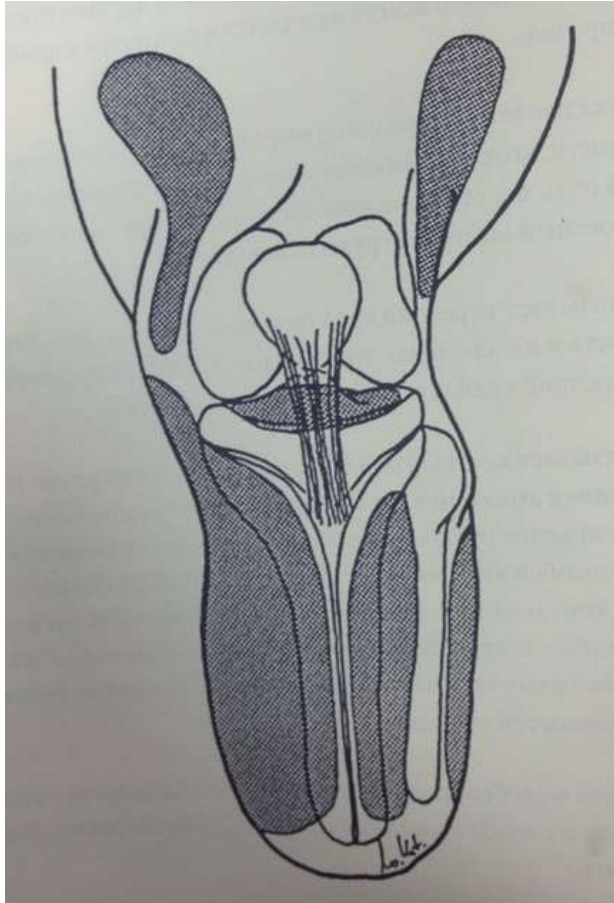


Рисунок 4.2 – Поверхні кукси, здатні витримувати навантаження

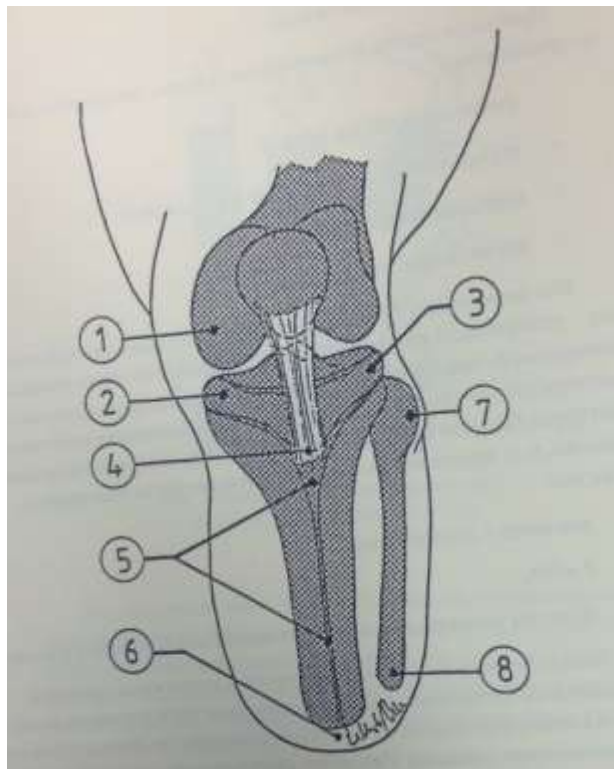


Рисунок 4.3 – Виступи костей, не здатні витримувати навантаження

Для формування моделі на основі комп'ютерних томограм конкретного пацієнта використовуються шари, на яких виділяють маски, що відповідають певним значенням в одиницях Хаунсфілда. На цій основі була розроблена 3D-модель кукси та окремо кісток.

Для виконання побудови моделей кукси та кісток в програмі MIMICS необхідно виконати такі кроки:

1. Завантажити зображення у форматі DICOM з комп'ютерної томограми.

2. Кадрування. Використовується шкала Хаунсфілда (Таблиця 4.1) для візуального представлення та кількісної оцінки (чорно-білий спектр зображення). Діапазон одиниць шкали від -1024 до +3071 відповідає ступеню ослаблення рентгенівського випромінювання анатомічними структурами організму, тобто 4096 чисел ослаблення. Негативні значення вказують на жирові та повітряні області. Середнє значення 0 HU вказує на щільність води, а позитивні значення відповідають м'яким і кістковим тканинам.

Таблиця 4.1 Шкала Хаунсфілда

Речовина	HU
Повітря	-1000
Жир	-120
Вода	0
М'які тканини	+40
Кістки	+400 і вище

3. Використовуючи функцію Thresholding, формується початкова маска, для якої встановлено діапазон значень відповідно до шкали Хаунсфілда (див. рис. 4.4 та рис. 4.5).

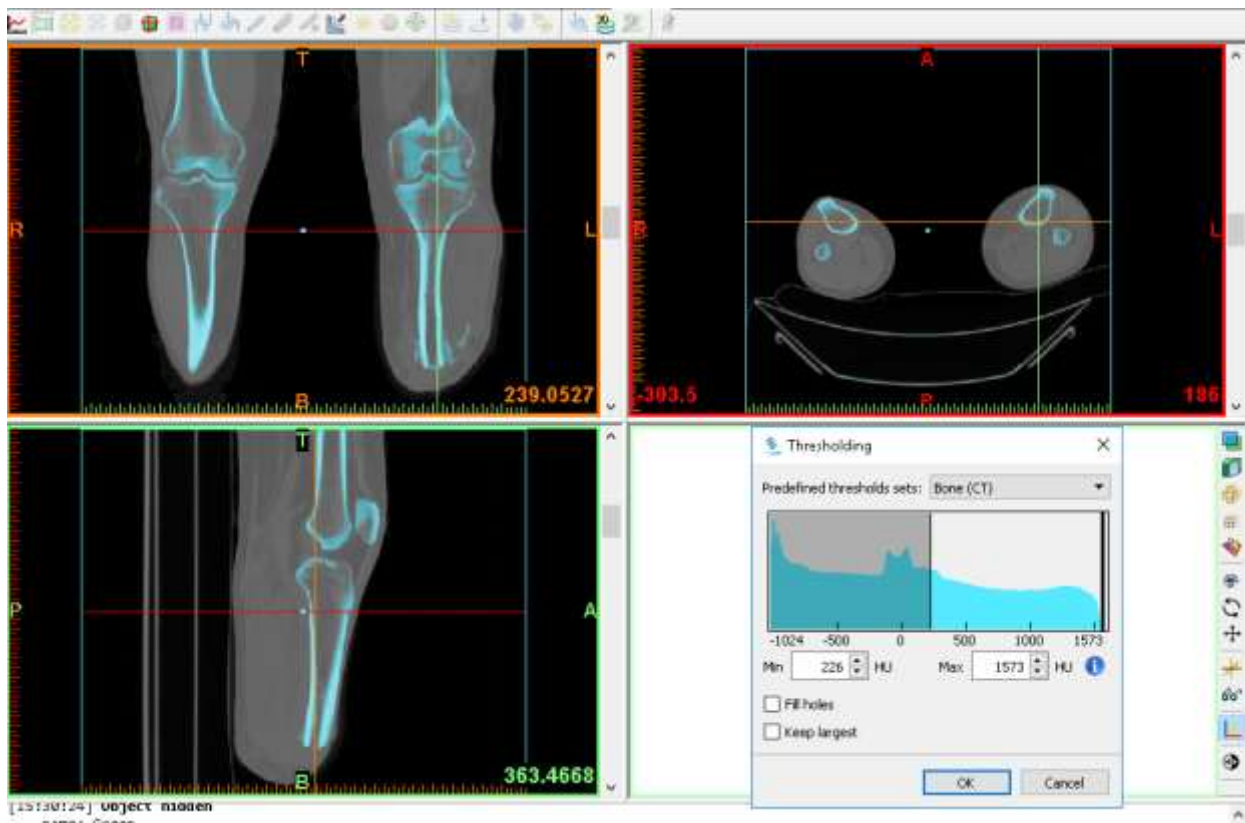


Рисунок 4.4 – Задання початкової маски для кісткових тканин



Рисунок 4.5– Задання початкової маски для м'яких тканин



Функція Region Growing служить для додавання пікселів з використанням опцій Draw або видалення зайвих за допомогою Erase для більш точної формування маски. Редагування маски відбувається одночасно у сагітальній, фронтальній та горизонтальній площинах. Після використання цих функцій отримуємо правильні маски, на основі яких можна створити тривимірні моделі (див. рис. 4.6 та рис. 4.7) за допомогою функції Calculate3D.

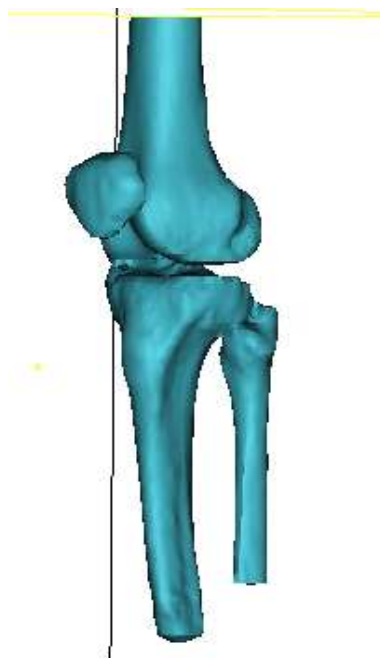


Рисунок 4.6– 3Д модель кісток



Рисунок 4.7 – 3Д модель м'яких тканин кукси

Розташування кістки та м'яких тканин одне відносно одного зображено на рисунку 4.8. Отримані тривимірні моделі пацієнта переносяться для подальшої обробки у форматі STL в систему автоматичного проектування SolidWorks. Для спрощення процесу експорту моделей рекомендується використовувати функцію Remesh для їхнього оптимізованого структурування.

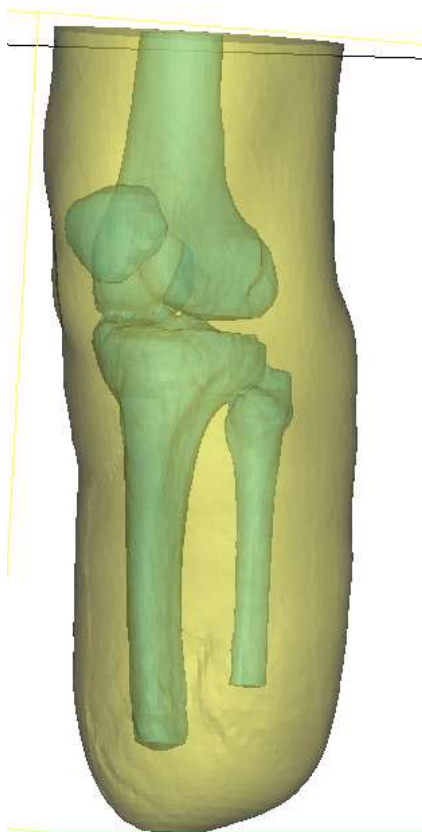


Рисунок 4.8 –Взаємне розташування кістки та м'яких тканин

#### 4.3 Створення геометричної моделі кукси у програмному забезпеченні SolidWorks

У програму SolidWorks потрібно імпортувати раніше отриману тривимірну модель м'яких тканин кукси (рис. 4.9). Перенесені полілінії проходять через фільтр та використовуються як основа для формування базових поверхонь, на основі яких, також використовуючи ті ж полілінії, створюються ескізи.



Рисунок 4.9 –Експортована 3Д модель м'яких тканин кукси

Модель, яка була експортована до системи SolidWorks, складається з 186 поліліній. З метою спрощення процесу побудови, ми зменшили кількість поліліній до 30 (рис. 4.10).

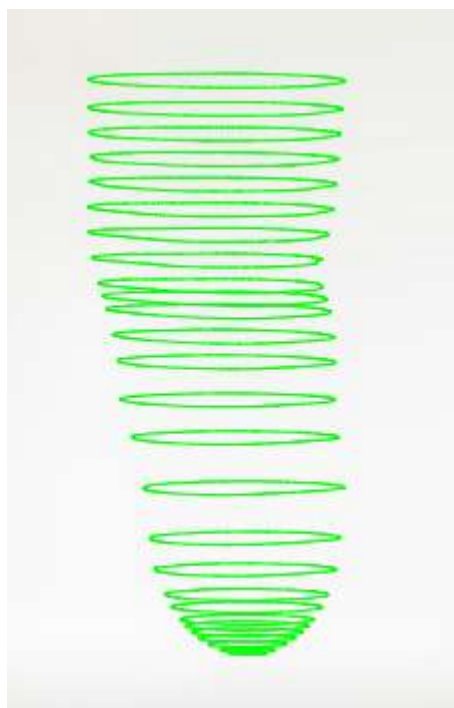


Рисунок 4.10 –Робочий варіант експортованої моделі м'яких тканин кукси

Далі ми створюємо площини на кожній з лишених поліліній (рис. 4.11) в якості наступного етапу.

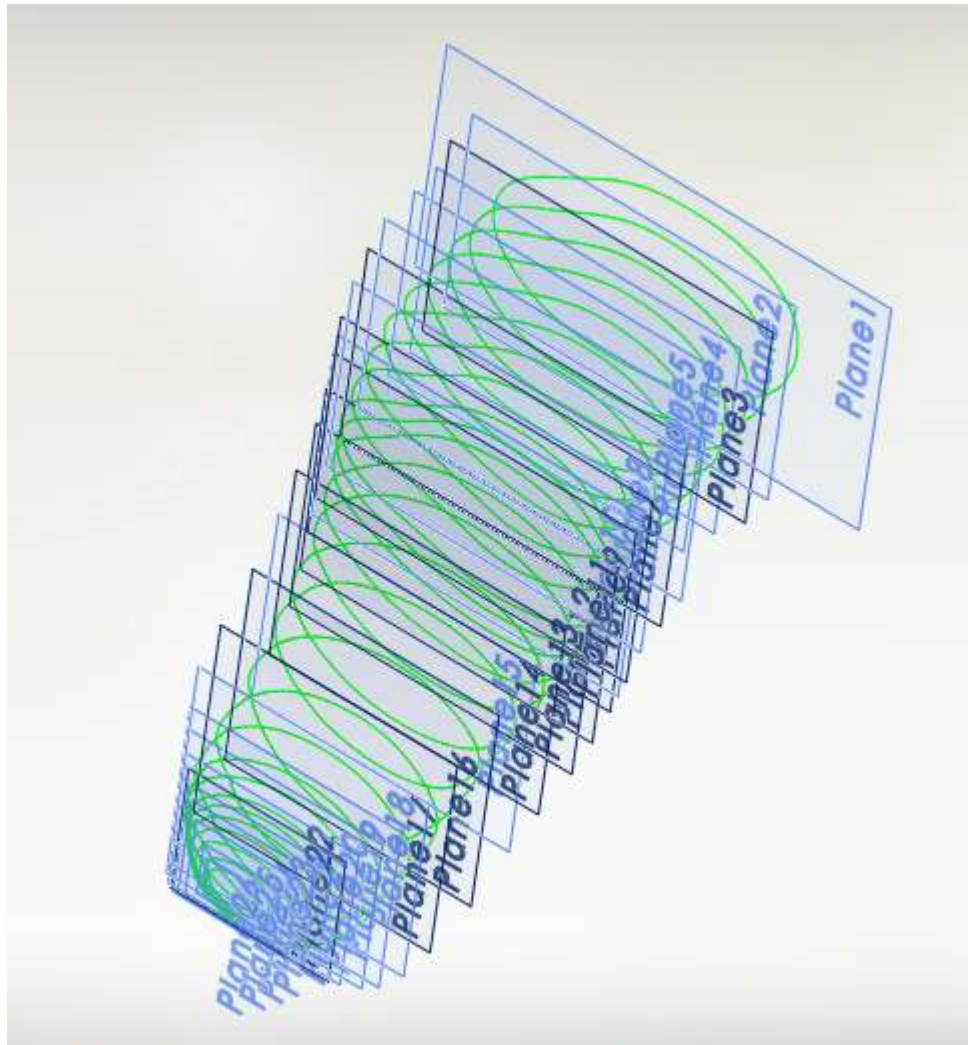


Рисунок 4.11 – Побудова площин на полілініях

За допомогою інструмента Spline ми створюємо ескізи поліліній на отриманих площинах, відтворюючи їх форму (рис. 4.12).

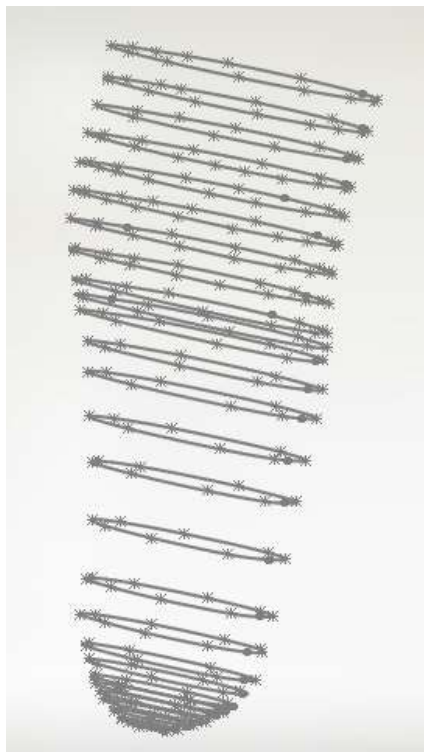


Рисунок 4.12 – Ескізи поліліній

На підставі ескізів поліліній ми формуємо замкнуту поверхню, зміщену на визначену відстань (у нашому випадку - 3 мм) взовні (рис. 4.13). Цей процес призводить до точної зворотної копії кукси, яка зображена на рисунку 4.14, а також її переріз на рисунку 4.15.

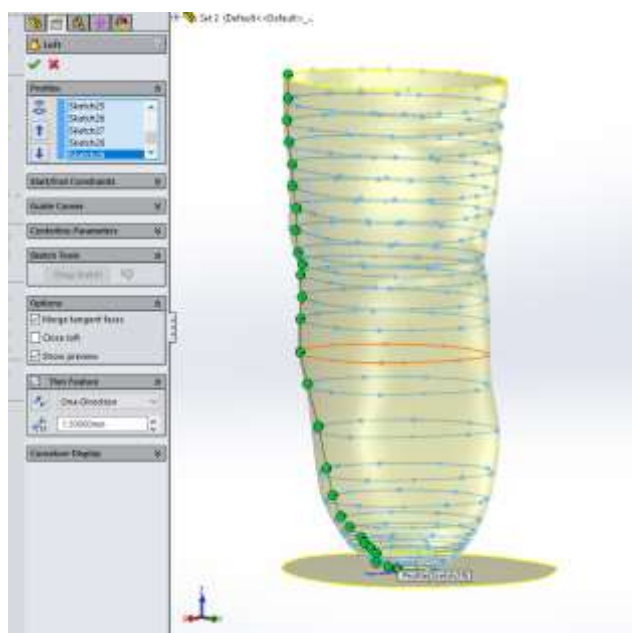


Рисунок 4.13 – Формування зміщеної поверхні



Рисунок 4.14 – Зворотна копія кукси

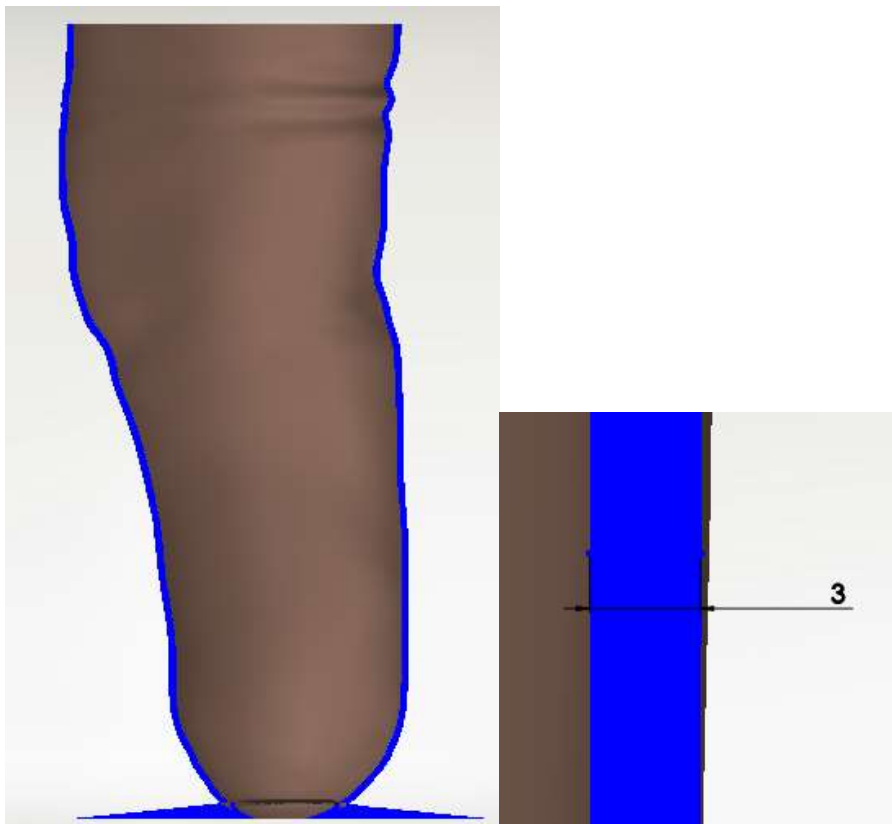


Рисунок 4.15 – Зворотна копія кукси у розрізі

#### 4.4 Формування геометричної структури куксоприймача та ілюстрація процесу конструювання протезу

Кукса гомілки має різні зони навантаження, такі як ті, які витримують значний тиск, менш навантажені, а також зони, які чутливі до навантаження.

Комфорт та функціональність протезу гомілки визначаються переважно врахуванням зон, які навантажуються та розвантажуються. Це стосується як куксоприймача, так і біомеханічної корекції схеми побудови протезу.

Неякісна приймальна гільза та неправильно складений протез можуть викликати сили, моменти та навантаження, що ускладнюють користування протезом[34].

Сили, що передаються від кукси до протезу та навпаки, поділяються на вертикальне навантаження пацієнтом, сили тяги в фазі переносу, моменти згинання медіо-латерально та антеро-постеріорно, моменти кручення головним чином в суглобах, та торсійні моменти навколо вертикальних осей. Ці сили є невідворотніми та не можуть бути повністю усунуті жодним протезом.

Для зменшення впливу цих сил необхідно оптимально формувати форму та контури приймальної гільзи[35].

Куксоприймач повинен відповідати основним вимогам:

- Розташування об'єму кукси;
- Передача сил (в статиці та динаміці);
- Передача руху;
- Кріплення протезу на куксі.

Усі сили між ампутантом та протезом, незалежно від їхнього походження, передаються через контактну поверхню куксоприймача - кукси. Збільшення поверхні приймальної гільзи теоретично може зменшити навантаження, але розподіл навантаження повинен відбуватися враховуючи фізіологічні критерії.

Якщо цього не відбувається, і пацієнт утримує рівновагу на протезі шляхом неправильної позиції (зсув протезу вперед чи назад, або вбік), або

напружує м'язи (активно згинає коліно та/або тазостегновий суглоб), тоді протез побудований статично невірно[38].

Протез із зігнутим коліном є вибіркоким у випадку наявності згинаючої контрактури. Кут згинання залежить від ступеня згинаючої контрактури. Проектування приймальної гільзи рекомендується здійснювати так, щоб кут побудови був близьким до лінії контрактури.

Для природного руху кукси рекомендується приймальна гільза з невеликим відхиленням приблизно  $5^{\circ}$  (рис. 4.16)[39] від основної осі побудови. Кутна гільза перетворює передні поверхні кукси, які несуть навантаження, з вертикального в положення нахилу. Це дозволяє рівномірно розподіляти навантаження від вертикального до кінчного на більшій площі кукси.

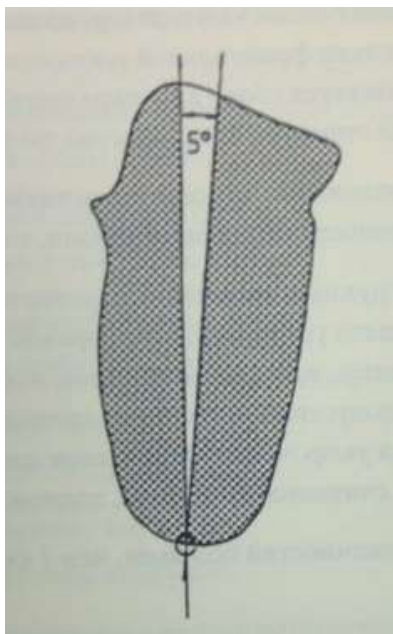


Рисунок 4.16 – Приймальна гільза з відхиленням  $5^{\circ}$  від основної осі побудови

Висоту конструкції протезу обирають так, щоб таз пацієнта знаходився в горизонтальному положенні з урівноваженим розташуванням. Різниця у довжині кінцівок, перевищуючи 1 см, є неприпустимою[40].



Форма контактної приймальної площини повинна повторювати форму кукси, повністю обгортати її так, щоб м'які тканини піддавалися поршневому ефекту при навантаженні або розвантаженні. Це сприяє транспорту венозної крові з кукси, запобігаючи посинінню шкіри.

Залежно від ступеня охоплення колінного суглоба верхнім краєм приймальної гільзи виділяють такі різновиди приймальних гільз з глибокою посадкою:

1. Приймальна гільза з глибокою посадкою типу PTS (Prothese-Tibiale-Supracondylienne) (рис. 4.17). У цій гільзі верхній край щільно охоплює колінний суглоб, а вирости стегна повністю занурені в гільзу. Передній край розташовується над верхнім полюсом надколінка, створюючи пелот у зоні сухожиль чотириголового м'яза стегна. Конструкція PTS дозволяє глибоко занурити куку в гільзу. За рахунок захоплення надколінка протез надійно фіксується на культі, дозволяючи обійтися без додаткового кріплення. Ця конструкція переважно використовується при коротких куксах гомілки[41].

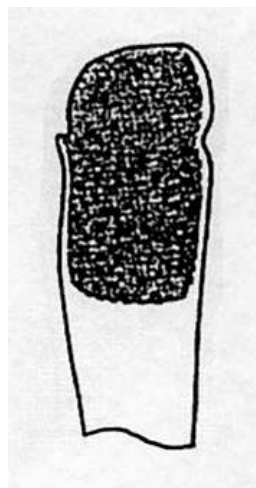


Рисунок 4.17 – Схема приймальної гільзи з глибокою посадкою типу PTS

2. Приймальна гільза з глибокою посадкою типу РТВ (Patellar-Tendon-Bearing) (рис. 4.18) відзначається тим, що з бокових поверхонь верхній край гільзи частково охоплює виростки стегнової кістки, а по передній поверхні досягає рівня власної зв'язки надколінника, де формується пелот. Протези з

гільзами РТВ використовуються при протезуванні кукси гомілки переважно в нижній третині[42].

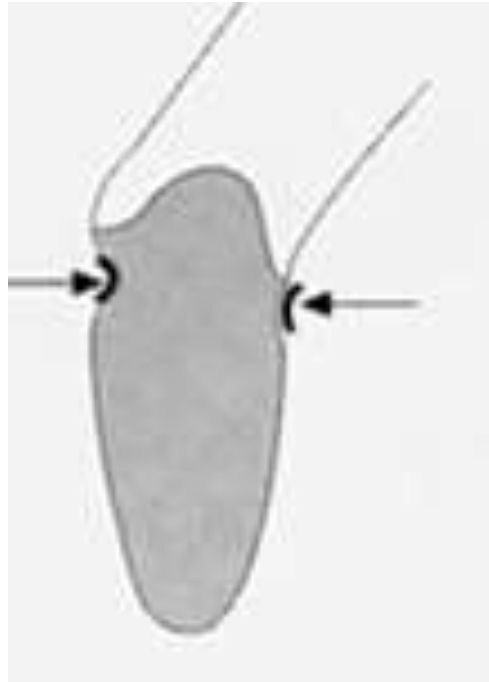


Рисунок 4.18 – Схема приймальної гільзи з глибокою посадкою типу РТВ

3. Приймальна гільза з глибокою посадкою типу КВМ (Kondylen-Bettung-Münster) (рис. 4.19) відрізняється від РТВ тим, що бічні поверхні верхнього краю гільзи повністю охоплюють виростки стегна, що дозволяє глибше поглибити куксу в гільзу і, отже, забезпечити більш надійне її фіксування. Передній край гільзи доходить до нижнього полюса надколінка. Протези з гільзами КВМ використовуються при протезуванні кукси гомілки в нижній, середній і верхній третині (з надколінниками)[43].



Рисунок 4.19 – Вид протезу гомілки та схема приймальної гільзи з глибокою посадкою типу КВМ

Приймальна гільза з глибокою посадкою типу РТК (Prothese Tibiale Kegel) (рис.4.20) характеризується тим, що верхній край гільзи повністю охоплює виростки стегнової кістки, а фронтально-проксимальний виріз вивільняє сухожилля чотириголового м'яза стегна від навантаження[44].



Рисунок 4.20 – Схема протезу гомілки та приймальна гільза з глибокою посадкою типу РТК

Приймальна гільза повноконтактна TSB (Total Surface Bearing) (рис. 4.21) має переваги у порівнянні з конструкціями гільз РТВ, КВМ, РТС, які проявляються в рівномірному розподілі навантаження по всій поверхні кукси та зниженні концентрації тиску на окремі ділянки. Завдяки повному контакту з усіченою кінцівкою покращується циркуляція крові та взаємодія в системі "кукса – протез". Проксимальний відділ гільзи типу TSB в конструкції аналогічний проксимальному відділу гільзи типу РТВ, без використання пелота в області власної зв'язки надколінника. Гільзи цього типу виготовляються лише за використання силіконових чохлах при ампутації гомілки на різних рівнях. Для їх створення використовують ручне моделювання гіпсового зліпка або метод під тиском з використанням спеціальної повітряної камери[45].

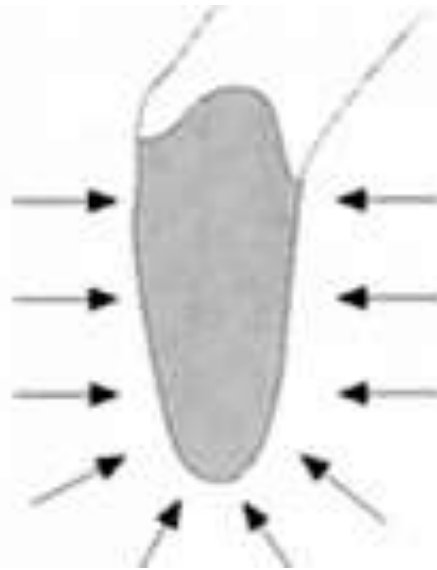


Рисунок 4.21 – Схема повноконтактної TSB гільзи

Для створення куксоприймача, використовуючи цифрову модель кукси, отриману засобами програмного забезпечення MIMICS та SolidWorks, вибрано повноконтактну приймальну гільзу з глибокою посадкою типу TSB як основу. Отримана тривимірна модель куксоприймача представлена на рисунку 4.22.



Рисунок 4.22 – Отримана 3Д модель куксо приймача

З урахуванням того, що цей куксоприймач призначений для використання разом із силіконовим чохлам, необхідно забезпечити частину кріплення до протезу, де буде встановлено замкову систему. Це показано на рисунках 4.23 та 4.24.



Рисунок 4. 23 – Місце для замкової системи, вигляд в розрізі



Рисунок 4. 24 – Місце для замкової системи, вигляд зверху

4.5 Вибір необхідних елементів для створення побудованої моделі куксоприймача

Щоб створити повноцінний протез, важливо підібрати відповідні комплектуючі для створеної моделі куксоприймача. При розробці модульних протезів особливу увагу приділяють якості та врахуванню індивідуальних особливостей пацієнта. Таким чином, успішність протезування залежить від правильного вибору комплектуючих протеза від фахівця-протезиста.

Система базується на чотирьох рівнях активності, які замінили три функціональні класи[46]:

1) Рівень рухової активності - низький. Обмежена здатність пересування в обмеженому просторі з використанням додаткових опорних засобів або допомоги інших осіб. Надягання та управління протезом ускладнені.

2) Рівень рухової активності - середній. Обмежені можливості пересування в зовнішньому середовищі з використанням протеза на рівних поверхнях без додаткових опорних засобів. Тривалість та дальність ходьби помірно обмежені. Пацієнт може самостійно надягати протез. Управління протезом середнє.

3) Рівень рухової активності - підвищений. Необмежені можливості пересування в зовнішньому світі, здатність подолати перешкоди та виконувати фізичні завдання. Тривалість та дальність ходьби пацієнта не обмежені значно.

4) Рівень рухової активності - високий. Повна свобода пересування в зовнішньому світі з високими вимогами до протезування. Пацієнт впевнено користується протезом, здатний виконувати будь-які функції та завдання.

Для визначення комплектуючих протеза встановлено початкові умови:

- Вік пацієнта - 35 років;
- Вага пацієнта - 80 кг;
- Необхідний рівень мобільності - 3 рівень.

#### 4.5.1 Механізм фіксації

Замкова система College Park C100 (рис. 4.25) представляє собою циліндричний шлюзовий замок, виготовлений із високоякісного міцного нейлону, і є стандартною замковою системою для людей, які використовують протези для нижніх кінцівок. Покращений варіант з подібними шлюзовими замками, C100 є легким, забезпечує надійне фіксування, а штовхач може бути легко скорочений до потрібної довжини для протезування. Вага замка складає 88 грамів. Застосовується для пацієнтів з рівнем рухової активності на рівнях 2-3[47].



Рисунок 4.25 – Циліндричний шлюзовий замок College Park C100

Лайнер Genesee від College Park (рис. 4.26) використовується для забезпечення комфорту та гнучкості, маючи при цьому зручне подушкове покриття. Цей вкладиш наповнений мінеральним маслом, яке абсорбує зсувні сили та підтримує постійну вологість[48].



Рисунок 4.26 – Лайнер

#### 4.5.2 Гільзовий адаптер

Для об'єднання куксоприймача, шлюзового замка та компенсуючої частини протезу для регулювання довжини ноги, необхідно використовувати



гільзовий адаптер (рис. 4.27). Схема цього з'єднання подана на малюнку 4.28[49].



Рисунок 4.27 – Адаптер гільзовий

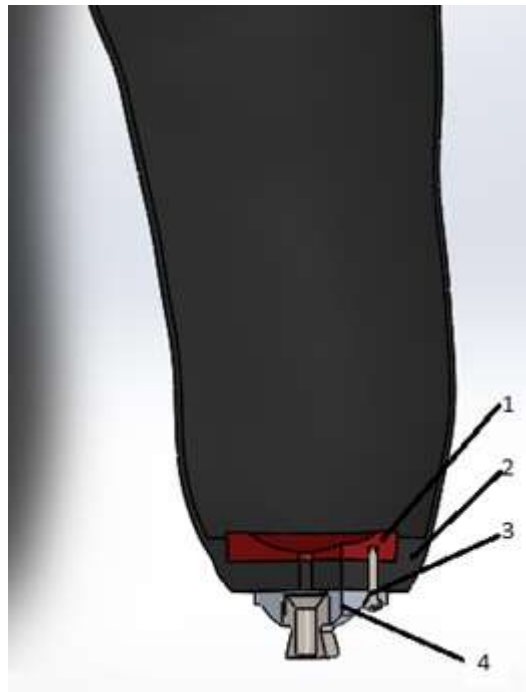


Рисунок 4.28 – З'єднання шльозового замка (1) та куксоприймача (2) за допомогою гільзового адаптера (4) та гвинтів (3)

### 4.5.3 Гомільний модуль

Для коригування різниці у довжині відсутньої гомілкової кістки використовується модуль компенсації довжини гомілки (рис. 4.29) разом з адаптер-хомутом (рис. 4.30)[50].



Рисунок 4.29 – Тримальний модуль гомілки



Рисунок 4.30 – Адаптер-хомут

### 4.5.4 Стопа

Для забезпечення ампутанту покращеної працездатності важливо мати високоякісний протез стопи, який володіє покращеними механічними

характеристиками та може перевершити природну стопу людини. Ампутанти цікавляться отриманням високоякісного протезу стопи, який має покращені механічні характеристики, високу і низьку динамічну віддачу, а також можливість регулювання вирівнювання. Це дозволяє точно налаштувати протез для підвищення горизонтальних і вертикальних компонентів руху, що можуть бути спрямовані на виконання конкретних завдань[51].

Особливості обраної стопи F 70 (рис. 4.31):

- Розділена пружина з карбонового носка стопи;
- Амортизаційні властивості;
- Легкість ковзання;
- Висока енерговіддача.



Рисунок 4.31 – Стопа F 70

На зображеннях 4.32 та 4.33 представлена тривимірна модель готового протезу нижньої кінцівки, створена з використанням системи автоматичного проектування SolidWorks.



Рисунок 4.32 – 3Д модель протезу нижньої кінцівки

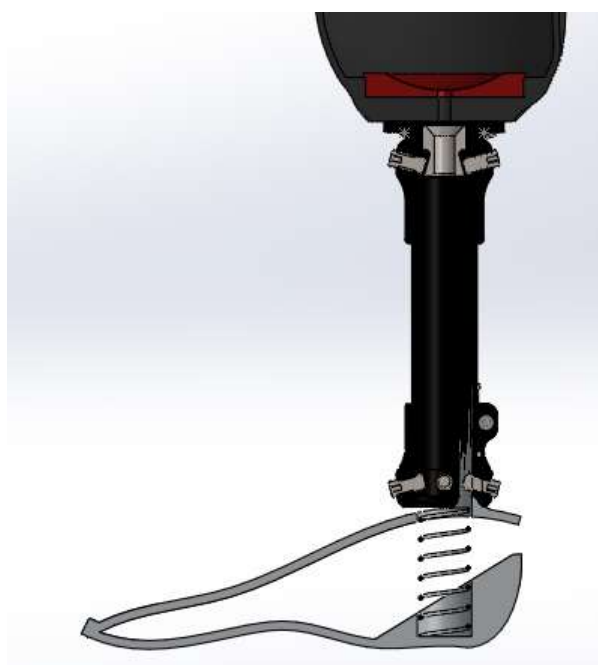


Рисунок 4.33– 3Д модель протезу нижньої кінцівки в розрізі

## Висновки до розділу 4

На основі КТ-знімка пацієнта у форматі DICOM було використано програмне забезпечення MIMICS для створення поліліній, які потім використовувалися в SolidWorks для створення тривимірної моделі кукси. Під час створення куксоприймача за допомогою програм SolidWorks та MIMICS, вибір був здійснений на користь повноконтактної приймальної гільзи з глибокою посадкою типу TSB. Був проведений відбір комплектуючих для побудованої моделі куксоприймача, включаючи замкову систему, лайнер, гільзовий адаптер, тримальний модуль гомілки, адаптер-хомут та стопу.

## 5. МАТЕРІАЛ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ КУКСОПРИЙМАЧА ЗА ДОПОМОГОЮ 3D-ДРУКУ

### 5.1 Нейлон

Нейлон є відмінним матеріалом для виготовлення деталей на 3D-принтері, які призначені для складних механізмів. Він володіє високим коефіцієнтом ковзання і міцністю. Однак його використання вимагає високотехнологічного обладнання для створення моделей.

Температура плавлення нейлону варіюється від 178 до 218 градусів залежно від виробника, і для екструзії цей показник становить від 235 до 260 градусів. Процес друку на 3D-принтері з використанням нейлону схожий на використання АБС-пластику, вимагаючи підігрітої платформи, але при цьому накладання шарів відбувається більш гладко, дозволяючи створювати деталізовані моделі.

Нейлон відрізняється високою зносостійкістю та еластичністю, і легко піддається механічній обробці для досягнення кінцевого результату. Однак його гігроскопічність, тобто здатність вбирати вологу, може створювати проблеми, і рекомендується попереднє просушування матеріалу перед моделюванням. Також важливо враховувати можливе виділення токсичних парів при піролізі.

Незважаючи на широке застосування нейлону в промисловості, його використання в 3D-друці обмежене через технологічні труднощі. Однак в останній час з'являються спеціалізовані матеріали з нейлону, призначені для використання з SLS і FDM-принтерами.

## 5.2 ABS-пластик

ABS-пластик (акронім від абревіатури компонентів: акрилонітрил, бутадиєн, стирол) представляє собою ударостійкий термопластик, який став вельми популярним у промисловості та в адитивному виробництві.

Властивості ABS-пластика, які включають високі механічні та фізичні характеристики, роблять його ідеальним для створення об'єктів з практичною цінністю. Цей матеріал широко використовується в автомобільній та медичній галузях, а також у виробництві спортивного інвентарю, сантехніки, банківських карт, меблів, іграшок та інших областях.

Завдяки невеликій вартості та легкості використання як витратного матеріалу, ABS-пластик завоював велику популярність серед ентузіастів 3D-друку. Цей матеріал відносно безпечний в нормальних умовах, але нагрівання може призводити до викидів токсичних парів акрилонітрилу, що вимагає дотримання заходів безпеки при друці.

Хоча ABS-пластик має певні недоліки, такі як низька стійкість до сонячного світла і обмежене використання у виробництві іграшок та медичних інструментів через його потенційну токсичність, він також має численні позитивні характеристики, такі як вологостійкість, кислотостійкість, маслостійкість, висока теплостійкість, ударостійкість та інші.

Проте, друк ABS-пластиком включає технологічні виклики через його схильність до усадки при охолодженні, що може спричинити деформації та розшаруванню моделей.

## 5.3 PLA-пластик

PLA-пластик (полілактид, ПЛА) є біорозкладаним, біосумісним, термопластичним аліфатичним полієфіром, основна будовна одиниця якого - молочна кислота. Виробляється PLA-пластик з кукурудзи або цукрового

очерету, а також використовуються картопляний і кукурудзяний крохмаль, соєвий білок, крупа з бульб маніока та целюлоза як сировину.

На сучасному етапі полілактид широко застосовується як витратний матеріал для 3D-друку. Важливо відзначити, що у PLA-пластика практично відсутні значущі негативні характеристики, за винятком певної крихкості та обмеженої тривалості служби. У той же час позитивні аспекти включають:

- Нетоксичність, що дозволяє використовувати його в харчовій промисловості та виробництвах;
- Відсутність потреби у нагрітій платформі при створенні моделі;
- Гладка поверхня готового виробу;
- Висока деталізація та якість друкованої продукції.

Ці позитивні характеристики роблять PLA-пластик привабливим вибором для тих, хто працює з 3D-друком.

#### 5.4 PETG

Із зростанням доступності технології FDM друку, пластики ABS або PLA не завжди відповідають усім вашим вимогам. Щасливо, один із виробників матеріалів для 3D-друку, компанія ESUN, представила новий матеріал - PETG.

PETG - це зносостійкий сополієфір (комбінація). PET означає поліетилентерефталат, а G говорить про те, що він модифікований гліколем для більшої довговічності. Загалом, це дуже міцний матеріал без запаху під час друку. Основні переваги його використання і ключові характеристики філамента PETG включають:

- PETG має високу міцність, при цьому він менше піддається подряпинам, ніж твердий ABS.

- Він менш гнучкий, ніж PLA або ABS, але в той же час більш м'який, вимагаючи значних зусиль для розламування.



- Майже не стискається, ідеальний для великих роздруківок, не перекошується.
- Володіє відмінною адгезією, що робить його ідеальним для опорних структур.
- Варто відзначити, що матеріал легко прилипає як до іншого пластика, так і до робочого столу, тому слід обережно відокремлювати його після друку.
- PETG хімічно стійкий і не боїться лугів, кислот та води.
- Температура склування становить 80°C.
- Щільність - 1,27 г/см<sup>3</sup>.
- Твердість за шкалою Роквела - 106.

У таблиці 5 наведено порівняння технічних характеристик матеріалів для 3D-друку куксоприймача.

Таблиця 5.1 – Порівняння технічних характеристик матеріалів для 3Д друку куксоприймача

Характеристика	Матеріал			
	Нейлон	ABS-пластик	PETG	PLA пластик
Температура плавлення	218°C	160	180	173-178°C
Температура розмягчення				50°C
Твердість (по Роквелу)			R106	R70-R90
Відносне подовження при розриві	300%	6%	20%	3,8%
Міцність на згиб		41 МПа		55,3 МПа
Міцність на розрив	65,99 МПа	22 МПа	70МПа	57,8 МПа
Модуль пружності при розтягу		1627 Мпа		3,3 ГПа
Модуль пружності при згибі				2,3 ГПа
Температура склування	49,4°C	105°C	80°C	60-65°C
Щільність	1.134г/см <sup>3</sup>	1,05 г/см <sup>3</sup>	1.27 г/см <sup>3</sup>	1,23-1,25 г/см <sup>3</sup>
Мінімальна товщина стінок	2мм	2мм	1мм	1 мм
Точність друку	± 0,7%	± 0,4%	± 0,05%	± 0,1%
Усадка при виготовленні деталей		До 0,8%	відсутня	відсутня
Гігроскопічність	3,09%			0,5-50%

## Висновки до розділу 5

Вивчено матеріали для виготовлення 3D-друкованого куксоприймача, такі як нейлон, ABS-пластик, PLA-пластик та PETG. При виборі матеріалу враховувалися різні технічні характеристики, такі як температура розмягчення, твердість, відносне подовження при розриві, міцність, модуль пружності, щільність, температура силування, точність друку, здатність поглинати вологу, токсичність та усадка при виготовленні.

Для процесу 3D-друку був обраний філамент PETG, оскільки він володіє кількома перевагами. PETG є більш довговічним, менше схильним до перекосів, має вищу хімічну стійкість, є не токсичним, має високу точність друку та відсутню усадку при виготовленні.

## 6 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

### 6.1 Оцінювання наукового ефекту

Приймальна гільза є найважливішим індивідуальним модулем протеза гомілки або стегна. У складі протеза приймальна гільза об'єднує усічену кінцівку з механічними модулями і сприймає основні статичні та динамічні навантаження в системі «людина-протез». Природно, що індивідуальна спрямованість в протезуванні дала поштовх до розвитку кожної із складових. Розроблені серії полегшених протезів для дітей і похилих ампутантів, протези з силіконовими

елементами і комплектуючі до цих конструкцій. При виготовленні протезів почали застосовуватись сучасні матеріали і технології. Але ключова ланка, що впливає на успіх протезування – побудова приймальної гільзи залишається практично не вивченою[1].

Форма гільзи обумовлює передачу сил і рухів. Таким чином, відмінності форм гільз приводять до відмінностей в дії зовнішніх навантажень, що передаються з протеза на куксу і особистих відчуттів ампутантом цих навантажень[2].

Сучасна технологія виготовлення приймальних гільз в Україні включає в себе зняття гіпсового негативу кукси, виготовлення гіпсової моделі кукси, виготовлення примірювальної гільзи та виготовлення постійної гільзи. Використовуючи таку технологію виготовлення приймальних гільз виникає ряд проблем, які можуть призвести до відмінності форми гільзи від культі в кінцевому результаті.

При конструюванні прийомних гільз повинні бути враховані анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти. Зокрема, перш за все, слід звернути увагу на певну своєрідність будови нижніх кінцівок людини. Недоліки типових конструкцій прийомних гільз найбільшою мірою проявляються при складному і атиповому протезуванні нижніх кінцівок. Враховуючи все вищесказане, вирішено розробити технологію моделювання приймальної гільзи, яка максимально виключить всі перераховані недоліки.

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	0	0	0
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	55	59	57
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	0	0	0
Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	0	0	0
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	0	0	0
<b>Середнє значення балів експертів</b>		<b>57,0</b>		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як нова, тобто отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних знань (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту) та

проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПШБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	0	0	0
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	77	79	78
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	0	0	0
Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	0	0	0
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	0	0	0
<b>Середнє значення балів експертів</b>	78,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [10]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де  $k_{\text{нов}}$ ,  $k_{\text{теор}}$  - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи,  $k_{\text{нов}} = 57,0$ ,  $k_{\text{теор}} = 78,0$  балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{нау} = 0,6 \cdot k_{нов} + 0,4 \cdot k_{теор} = 0,6 \cdot 57,0 + 0,4 \cdot 78,00 = 65,40 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника  $E_{нау}$  проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти», даний рівень становить 65,40 балів і відповідає статусу - середній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

## 6.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

### 6.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп,

науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

#### Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ( $Z_o$ ) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [8]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

де  $k$  – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

$M_{ni}$  – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

$t_i$  – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

$T_p$  – середнє число робочих днів в місяці,  $T_p=21$  дні.

$$Z_o = 12800,00 \cdot 42 / 21 = 25600,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник науково-дослідної роботи	12800,00	609,52	42	25600,00
Інженер-технолог-протезист	10260,00	488,57	32	15634,29
Консультант (лікар-хірург вищої категорії)	11400,00	542,86	5	2714,29
Старший науковий співробітник у сфері розробок біомедичної апаратури	12300,00	585,71	38	22257,14
Консультант (лікар-травматолог вищої категорії)	11400,00	542,86	7	3800,00
Лаборант	6800,00	323,81	22	7123,81
Всього				77129,52



### Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ( $Z_p$ ) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

де  $C_i$  – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

$t_i$  – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду  $C_i$  можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.4)$$

де  $M_M$  – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo  $M_M=6700,00$  грн;

$K_i$  – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [10];

$K_c$  – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

$T_p$  – середнє число робочих днів в місяці, приблизно  $T_p = 21$  дн;

$t_{зм}$  – тривалість зміни, год.

$$C_i = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 59,22 \text{ грн.}$$

$$Z_{pl} = 59,22 \cdot 6,50 = 384,95 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Підготовка робочого місця старшого наукового співробітника у сфері розробок біомедичної апаратури	6,50	2	1,10	59,22	384,95
Підготовка робочого місця інженера-технолога-протезиста	5,50	3	1,35	72,68	399,76
Введення програмних блоків моделювання 3D зображень	4,25	5	1,70	91,53	388,99
Інсталяція програмного забезпечення математичного моделювання протезу	6,80	4	1,50	80,76	549,16
Введення програмних блоків моделювання культу	8,00	5	1,70	91,53	732,21
Налагодження програмних блоків математичної моделі дослідження	12,00	5	1,70	91,53	1098,32
Формування (введення) бази даних дослідження моделі	14,00	3	1,35	72,68	1017,56
Тестування взаємодії моделей протезу та культу	6,40	4	1,50	80,76	516,86
Контроль результатів дослідження	7,00	5	1,70	91,53	640,69
Всього					5728,50

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{доод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{доод}}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де  $H_{\text{доод}}$  – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 12%.

$$Z_{\text{доод}} = (77129,52 + 5728,50) \cdot 12 / 100\% = 9942,96 \text{ грн.}$$

### 6.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{доод}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.6)$$

де  $H_{\text{зн}}$  – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (77129,52 + 5728,50 + 9942,96) \cdot 22 / 100\% = 20416,22 \text{ грн.}$$

### 6.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали ( $M$ ), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.7)$$

де  $H_j$  – норма витрат матеріалу  $j$ -го найменування, кг;

$n$  – кількість видів матеріалів;

$C_j$  – вартість матеріалу  $j$ -го найменування, грн/кг;

$K_j$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ );

$B_j$  – маса відходів  $j$ -го найменування, кг;

$C_{ej}$  – вартість відходів  $j$ -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 3,0 \cdot 209,00 \cdot 1,1 - 0 \cdot 0 = 689,70 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний COOL-500 (A4)	209,00	3,0	0	0	689,70
Папір для заміток COOL-B (A5)/70	126,00	4,0	0	0	554,40
Начиння канцелярське COOL	194,00	3,0	0	0	640,20
Органайзер офісний COOL light	185,00	3,0	0	0	610,50
Картридж для принтера HP-2170	1846,00	1,0	0	0	2030,60
Диск оптичний COOL-CD/RW	18,50	3,0	0	0	61,05
FLASH-пам'ять KingsBOFF 32GB	158,00	1,0	0	0	173,80
Тека для паперів COOL-BOX	99,00	1,0	0	0	108,90
Всього					4869,15

### 6.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі ( $K_6$ ), які використовують при проведенні НДР на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.8)$$

де  $H_j$  – кількість комплектуючих  $j$ -го виду, шт.;

$C_j$  – покупна ціна комплектуючих  $j$ -го виду, грн;

$K_j$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ ).

$$K_6 = 1 \cdot 5400,00 \cdot 1,1 = 5940,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Модуль підтримки цифрового зображення	1	5400,00	5940,00
Всього			5940,00

### 6.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.}i} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

де  $C_i$  – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{np.i}$  –кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

$K_i$  – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ( $K_i = 1, 10 \dots 1, 12$ );

$k$  – кількість найменувань устаткування.

$$B_{спец} = 17580,00 \cdot 1 \cdot 1,1 = 19338,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Пристрій об'ємного сканування (3D-сканер)	1	17580,00	19338,00
Лазерна проекційна система Multi-GRAF1000	1	22400,00	24640,00
Всього			43978,00

#### 6.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{npг} = \sum_{i=1}^k C_{инрг} \cdot C_{npг.i} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

де  $C_{инрг}$  – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{npг.i}$  – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

$K_i$  – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ( $K_i = 1, 10 \dots 1, 12$ );

$k$  – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прз}} = 6400,00 \cdot 1 \cdot 1,05 = 6720,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Система розробки Microsoft Visual Studio	1	6400,00	6720,00
Система автоматичного проектування SolidWorks	1	5200,00	5460,00
Система розробки Project Rider	1	5400,00	5670,00
Система розробки Visual Studio Code	1	4600,00	4830,00
Всього			22680,00

#### 6.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{Ц_{\text{б}}}{T_{\text{в}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.11)$$

де  $Ц_{\text{б}}$  – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{\text{вик}}$  – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{\text{в}}$  – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{\text{обл}} = (5691,00 \cdot 2) / (3 \cdot 12) = 316,17 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
ОС Windows 11	5691,00	3	2	316,17
Прикладний пакет Microsoft Office 2019	5491,50	3	2	305,08
Модуль підтримки цифрового зображення для	5940,00	4	2	247,50
Пристрій об'ємного сканування (3D-сканер)	19338,00	5	2	644,60
Лазерна проекційна система Multi-GRAF1000	24640,00	5	2	821,33
Система розробки Microsoft Visual Studio	6720,00	3	2	373,33
Система автоматичного проектування SolidWorks	5460,00	3	2	303,33
Система розробки Project Rider	5670,00	3	2	315,00
Система розробки Visual Studio Code	4830,00	3	2	268,33
Лабораторія досліджень	320000,00	20	2	2666,67
Всього				6261,35

### 6.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію ( $B_e$ ) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.12)$$

де  $W_{yi}$  – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

$t_i$  – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

$C_e$  – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo  $C_e = 7,50$  грн;

$K_{eni}$  – коефіцієнт, що враховує використання потужності,  $K_{eni} < 1$ ;



$\eta_i$  – коефіцієнт корисної дії обладнання,  $\eta_i < 1$ .

$$B_e = 0,42 \cdot 220,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 693,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Персональний комп'ютер	0,42	220,0	693,00
Робоче місце дослідника	0,32	220,0	528,00
Пристрої виводу інформації	0,10	100,0	75,00
Оргтехніка	0,08	6,0	3,60
Аналізатор спектра	0,12	60,0	54,00
Всього			1353,60

### 6.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де  $H_{cv}$  – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», приймемо  $H_{cv} = 20\%$ .

$$B_{ce} = (77129,52 + 5728,50) \cdot 20 / 100\% = 16571,60 \text{ грн.}$$

4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де  $H_{cn}$  – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo  $H_{cn} = 35\%$ .

$$B_{cn} = (77129,52 + 5728,50) \cdot 35 / 100\% = 29000,31 \text{ грн.}$$

#### 6.2.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де  $H_{ie}$  – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo  $H_{ie} = 60\%$ .

$$I_e = (77129,52 + 5728,50) \cdot 60 / 100\% = 49714,81 \text{ грн.}$$

#### 6.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків;

витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де  $H_{нзв}$  – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo  $H_{нзв} = 115\%$ .

$$B_{нзв} = (77129,52 + 5728,50) \cdot 115 / 100\% = 95286,73 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{од} + Z_n + M + K_v + B_{спец} + B_{прг} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_v + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$$B_{заг} = 77129,52 + 5728,50 + 9942,96 + 20416,22 + 4869,15 + 5940,00 + 43978,00 + 22680,00 + 6261,35 + 1353,60 + 16571,60 + 29000,31 + 49714,81 + 95286,73 = 388872,76 \text{ грн.}$$

Загальні витрати  $ЗВ$  на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де  $\eta$  - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo  $\eta=0,95$ .

$$ЗВ = 388872,76 / 0,95 = 409339,75 \text{ грн.}$$

6.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник  $K_p$  рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.19)$$

де  $I$  – коефіцієнт важливості роботи. Прийmemo  $I = 4$ ;

$n$  – коефіцієнт використання результатів роботи;  $n = 0$ , коли результати роботи не будуть використовуватись;  $n = 1$ , коли результати роботи будуть використовуватись частково;  $n = 2$ , коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках;  $n = 3$ , коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo  $n = 3$ ;

$T_C$  – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo  $T_C = 2$ ;

$R$  – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то  $R = 4$ ; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то  $R = 3$ ; якщо нижче відомих результатів, то  $R = 1$ . Прийmemo  $R = 4$ ;

$B$  – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo  $B = 409339,75$  грн;

$t$  – час проведення дослідження. Прийmemo  $t = 0,17$  років, (2 міс.).

Визначення показників  $I$ ,  $n$ ,  $T_C$ ,  $R$ ,  $B$ ,  $t$  здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів [10].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t} = 4^3 \cdot 2 \cdot 4 / 409,3 \cdot 0,17 = 7,50.$$

Якщо  $K_p > 1$ , то науково-дослідну роботу на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

#### 6.4 Висновок до розділу 4

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» складають 409339,75 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Розробка методології виготовлення прийомних гільз, які враховують анатомічні, фізіологічні, антропометричні і біомеханічні аспекти» є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи  $K_p > 1$ , що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

## 7 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Безпека праці це сфера практичної діяльності, спрямована на створення задовільних умов праці. У сучасних умовах розвитку виробництва вона набуває важливого значення. Створення сприятливого виробничого середовища вимагає значних фінансових вкладень і впровадження результатів наукових досліджень в галузі охорони праці. Проте велика відмінність існує між тим, що відомо про методи та засоби охорони праці, і їх використання на виробництвах. Зменшення цієї різниці вимагає підготовки кваліфікованих фахівців, які були б компетентні та могли б дотримуватися вимог безпеки на робочому місці.

Дослідження та розробка 3Д моделі геометрії кукоприймача відбувалася в приміщенні, яке обладнане комп'ютеризованими робочими місцями. На працівника, відповідно до Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу», мали вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

1. Фізичні: підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; підвищена чи понижена вологість повітря; підвищений рівень статичної електрики; підвищений рівень електромагнітного випромінювання; недостатня освітленість робочої зони.

2. Психофізіологічні: розумове перевантаження; перенапруга аналізаторів; статичне перевантаження.

У відповідності до визначених факторів розробляємо технічні рішення щодо безпечного виконання роботи, а також з гігієни праці та виробничої санітарії.

### 7.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

#### 7.1.1. Обладнання приміщення та робочого місця

Проектування робочих місць, оснащених комп'ютерними пристроями, відіграє важливу роль в області ергономічного дизайну. Розміщення всіх

елементів робочого місця має враховувати фізичні, антропометричні та психологічні характеристики користувача, а також особливості роботи. Основні вимоги до організації робочого місця включають оптимальне розташування обладнання, врахування робочого простору, необхідного для виконання всіх необхідних операцій і рухів.

Під час аналізу умов праці на робочому місці необхідно оцінити відповідність параметрів приміщення НПАОП 0.00-7.15-18 та відповідність параметрів мікроклімату ДСН 3.3.6.042-99. В приміщенні знаходиться 4 робочих місця обладнаних ПК.

Визначаємо параметри приміщення:

1) площа приміщення становить  $40,8 \text{ м}^2$ , що в розрахунку на одного працівника становить  $10,2 \text{ м}^2$ . Даний показник відповідає нормі щодо площі приміщення на одного працівника відповідно до НПАОП 0.00-7.15-18;

2) об'єм приміщення становить  $122,4 \text{ м}^3$ , що в розрахунку на одного працівника становить  $30,6 \text{ м}^3$ . Даний показник відповідає нормі щодо площі приміщення на одного працівника відповідно до НПАОП 0.00-7.15-18.

Під час проектування робочих місць обладнаних ПК, необхідно враховувати ергономічні аспекти, такі як:

– висота робочої поверхні: робочий стіл повинен мати належну висоту, щоб користувач міг комфортно розміщувати руки та зап'ястя на клавіатурі та маніпуляторах;

– розміри простору для ніг: під столом має бути достатньо вільного простору для ніг, щоб він міг комфортно розташувати ноги та використовувати підставку для ніг, якщо це необхідно;

– розташування документів, які мають бути в доступі та не захищувати робочий стіл;

– відстань від очей до екрана: рекомендується підтримувати оптимальну відстань між очима користувача та відеоекраном, щоб уникнути надмірної напруги очей;

– характеристики робочого крісла: робоче крісло повинно бути комфортним, з можливістю регулювання висоти і підтримки спини;

– вимоги до поверхні робочого столу: поверхня робочого столу повинна бути відповідної величини та матеріалу, який дозволяє комфортно рухати маніпулятори (мишу, трекпад тощо);

– регульованість елементів робочого місця: елементи робочого місця, такі як стіл, крісло, монітор, повинні бути регульованими, щоб користувач міг адаптувати їх до своїх потреб і фізичних характеристик.

Ці аспекти допомагають створити комфортні та ефективні умови для користувачів ПК, зменшуючи ймовірність виникнення стресу та фізичного дискомфорту.

В процесі дослідження та розробки 3Д моделі геометрії куксоприймача використовувався спеціальний стіл для ПК, який складається з двох горизонтальних поверхонь: одна розмірами 700 x 800 (600) мм – для клавіатури і посібників, а друга – розмірами 800 x 350 – підставка для відеомонітора. Обидві поверхні регулюються по висоті в межах 460-760 мм. Ширина і глибина робочої поверхні столу забезпечує можливість виконання трудових операцій в межах зони досяжності моторного поля. Конструктивні розміри стола: ширина 1000 мм, глибина - 800 мм.

#### 7.1.2. Електробезпека приміщення

Електробезпека є системою заходів і засобів захисту людей від можливого впливу небезпечних факторів, пов'язаних із використанням електроенергії. Це включає в себе захист від електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля і статичної електрики. Вимоги щодо електробезпеки регулюються правовими і технічними документами, а також нормативно-технічними стандартами.

Усі приміщення в приміщенні, включаючи те, в якому розташовані екранні пристрої, мають бути забезпечені всіма вимогами електрифікації, відповідно до чинних нормативів і стандартів. Згідно з Правилами електробезпеки (ПУЕ), приміщення, в яких працюють з екранними пристроями, віднесені до категорії приміщень без підвищеної небезпеки уражень людини електричним струмом.



Норми електробезпеки і пожежної безпеки для таких приміщень викладені в Національних правилах пожежної та електробезпеки (НПАОП 0.00-7.15-18). Вони вимагають, щоб всі компоненти, пов'язані з ПК і їх обслуговуванням, ремонтом і налаштуваннями, а також всі електричні проводи і кабелі, відповідали стандартам електробезпеки та малого обладнання для захисту від короткого замикання.

Для забезпечення електробезпеки в приміщенні заборонено підключати обладнання до звичайної двопровідної електричної мережі, зокрема, використовуючи перехідні пристрої. Електромережі штепсельних з'єднань та електричних розеток розташовані в мережі, яка використовує магістральну схему, зазвичай з трьох до шести об'єднаних в одному колі. Оскільки ці мережі розташовані вздовж стін, то провідники прокладені по підлозі в металевих трубах та гнучких металевих рукавах. Металеві трубки та гнучкі металеві рукава обов'язково заземлені.

Додатково, в приміщенні встановлена система автоматичної пожежної сигналізації та система пожежогасіння відповідно до вимог ДБН В.2.5-56:2014. Це передбачає використання вогнестійких кабелів у системах живлення та забезпечення автоматичного спрацювання системи оповіщення та управління евакуацією людей у випадку пожежі.

Ці заходи спрямовані на забезпечення безпеки і захисту від можливих небезпек, пов'язаних із системами живлення та пожежної безпеки в приміщенні.

## 7.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

### 7.2.1 Мікроклімат

Параметри мікроклімату виробничих приміщень можуть змінюватися в значних межах. Однак для забезпечення оптимальних умов для людини необхідно підтримувати сталу температуру тіла завдяки процесам терморегуляції. Іншими словами, важливо, щоб організм міг регулювати теплообмін з навколишнім середовищем. Один з принципів нормування мікроклімату полягає в створенні оптимальних умов для взаємодії тепла між тілом людини та оточуючим

середовищем. Проте важливо враховувати, що обчислювальна техніка, яка використовується в приміщенні, може виділяти значну кількість тепла, що може призвести до підвищення температури та зниження відносної вологості в приміщенні.

Для категорії 1а, до якої відноситься дослідження та розробка 3Д моделі геометрії кукосприймача, параметри мікроклімату регулюються відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 і наведені в таблиці 5.1. Такі параметри повинні забезпечити комфортні умови для виконання поставлених завдань.

Таблиця 5.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для досягнення параметрів мікроклімату, що відповідають нормативам, у приміщенні передбачено наступні заходи:

- встановлено централізовану парову систему опалення для забезпечення оптимальної температури в холодний період року;
- обладнано системи припливно-витяжної вентиляції та проводиться регулярне провітрювання для підтримки необхідної вентиляції та якості повітря;
- здійснюється систематичне вологе прибирання для забезпечення чистоти та зволоженості повітря в приміщенні

## 7.2 Склад повітря робочої зони

У досліджуваному приміщенні може бути декілька можливих джерел забруднення повітря, включаючи офісну техніку та зовнішні фактори, такі як пил. Для забезпечення нормальних умов роботи важливо дотримуватися вимог до якості повітря, які визначені в ДСН 3.3.6.042-99. Запиленість повітря не повинна перевищувати встановлені норми. Пил може впливати на тепловіддачу та спричиняти проблеми з електричними контактами у комп'ютерних системах.

Гранично допустимі концентрації (ГДК) шкідливих речовин для повітря робочої зони наведені в таблиці 2.2. Параметри іонного складу повітря на робочому місці, обладнаному ПК, також повинні відповідати встановленим допустимим нормам (див. таблицю 5.3). Дотримання цих вимог сприяє збереженню якості повітря та забезпечує нормальну роботу обчислювальної техніки і працівників.

Таблиця 5.2 – Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин в повітрі робочої зони.

Назва речовини	ГДК, мг/м <sup>3</sup>		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньодобова	
Озон	0,16	0,03	1
Вуглекислий газ (CO <sub>2</sub> )	3	1	4
Пил нетоксичний	10	4	4

Таблиця 5.3 – Рівні іонізації повітря приміщень при роботі на ПК

Рівні	Кількість іонів в 1 см <sup>3</sup>	
	n+	n-
Мінімально необхідні	400	600
Оптимальні	1500-3000	3000-5000
Максимально необхідні	50000	50000

Для підтримання якості повітря в робочій зоні проводиться видалення шкідливих речовин, що можуть потрапляти в повітря, завдяки механічній вентиляції. Запиленість приміщення також зменшується завдяки регулярному вологому прибиранню. Ці заходи допомагають підтримувати чистоту та якість повітря на робочому місці, що є важливим для забезпечення комфортних умов праці та нормального функціонування обчислювальної техніки.

### 7.3. Виробниче освітлення

Коректно спроектована і належно виконана система виробничого освітлення сприяє поліпшенню умов зорової роботи. Вона зменшує втомлюваність, сприяє підвищенню продуктивності праці та покращує виробниче середовище. Окрім цього, вона має позитивний психологічний вплив на працівника, забезпечуючи його комфорт. Неабияке значення має освітлення також і на безпеку праці, оскільки його нестача може створювати напруження зору, викликати втомленість та знизити увагу працівника. З іншого боку, надто яскраве освітлення може стати причиною засліплення та подразнення очей. Ці чинники можуть призвести до нещасних випадків або професійних захворювань. Згідно ДБН В.2.5-28:2018 в приміщенні, де здійснюється робота за допомогою ПК необхідно застосувати систему комбінованого освітлення. Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні для роботи зазначені у таблиці 2.4:

Таблиця 5.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнювання	Розряд зорової роботи	Підрияд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове
Високої точності	0,3 -0,5	III	г	великий	світлий	700	300	5	2	3	1,2

Природне освітлення в досліджуваному приміщенні, де проводилося дослідження та розробка 3Д моделі геометрії куксоприймача, забезпечується через вікна, орієнтовані на північний схід. Штучне освітлення у цьому приміщенні здійснюється системою загального рівномірного освітлення, і для

цього використовуються в основному люмінесцентні лампи типу ЛБ. З метою забезпечення нормованих значень освітленості у цьому приміщенні проводиться регулярна обслуговуюча робота: двічі на рік очищують вікна, раз в два місяці очищують від пилу лампи, а також систематично здійснюється заміна світильників, які перегоріли.

#### 7.4. Виробничий шум

Наявність шуму під час виробничого процесу праці призводить до певних негативних наслідків для організму людини. Працівники, які перебувають в умовах тривалої дії шуму, можуть скаржитися на роздратування, головні болі, запаморочення, втрату пам'яті, підвищену втомлюваність, втрату апетиту, біль в вухах тощо. Ці порушення впливають на функціонування різних органів і систем організму і зрештою призводять до погіршення емоційного стану працівника, включаючи можливість стресових реакцій. Під впливом шуму може зменшуватися концентрація уваги, порушуватися фізіологічні функції, збільшуватися втома через підвищене енергоспоживання і нервово-психічне навантаження. Всі ці фактори знижують продуктивність і безпеку праці.

Джерелами шуму під час дослідження та розробки 3Д моделі геометрії кукоприймача є персональні комп'ютери та обладнання, яке знаходиться в приміщенні. Допустимі рівні звукового тиску та рівні звуку LA для даного приміщення наведені у таблиці 2.5.

Таблиця 5.5 – Допустимі рівні звукового тиску і рівні звуку для постійного шуму

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Для забезпечення допустимих параметрів шуму в приміщенні передбачено використання звукопоглинаючих матеріалів.

### 7.5. Виробничі випромінювання

Під час дослідження та розробки 3Д моделі геометрії кукоприймача на працівника діє електромагнітне випромінювання (ЕМВ), що створюється ПК. ЕМВ через свою негативну дію на генофонд і здоров'я людини підлягають гігієнічному нормуванню згідно з вимогами ДСанПіН 3.3.6.096-2002.

Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань наведені в табл. 2.6.

Таблиця 2.6 - Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

<i>Найменування параметра</i>	<i>Допустимі значення</i>
Напруженість електричної складової електромагнітного поля на відстані 50см від поверхні відеомонітора	10В / м
Напруженість магнітної складової електромагнітного поля на відстані 50см від поверхні відеомонітора	0,3 А / м
Напруженість електростатичного поля не повинна перевищувати: для дорослих користувачів для дітей дошкільних установ і що вчаться середніх спеціальних і вищих навчальних закладів	20кВ / м 15кВ / м

Для забезпечення безпеки від впливу електромагнітних випромінювань здійснюються різні заходи на рівні організації робочого процесу, інженерної та медично-профілактичної діяльності. Для умов виконання роботи доцільними є такі:

– організаційні заходи: організація робочих місць, оптимальне розміщення технологічного устаткування, розробка гігієнічно-обґрунтованих режимів праці та відпочинку;

– лікувально-профілактичні заходи: періодичні медогляди.

### 7.6 Психофізіологічні фактори

Оцінка психофізіологічних факторів під час дослідження та розробки 3Д моделі геометрії куксоприймача здійснюється відповідно до Гігієнічної класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Загальні енергозатрати організму: до 174 Вт.

Стереотипні робочі рухи (кількість за зміну): до 40 000.

Робоча поза: вільна зручна поза, можливість зміни пози («сидячи – стоячи») за бажанням працівника; перебування в позі «стоячи» до 40% часу зміни.

Нахили тулуба (вимушені, більше 30°), кількість за зміну: до 50 раз.

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

– зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних завдань за відсутності алгоритму;

– сприймання інформації та їх оцінка – сприймання сигналів з наступним порівнянням фактичних значень параметрів з їх номінальними значеннями.

Заключна оцінка фактичних значень параметрів;

– розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

– зосередження (% за зміну) – до 5-75%;

– щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;

– навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;

– спостереження за екранами відеотерміналів (годин на зміну) – 4-6 год.

– навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Режим праці:

– тривалість робочого дня – більше 8 год;

– змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, яка виконується належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня).

### 7.3. Безпека в надзвичайних ситуаціях

#### 7.3.1. Вплив радіації на працівника

Радіоактивні речовини можуть потрапляти в організм працівника різними шляхами, включаючи вдихання забрудненого повітря, споживання зараженої їжі та води, контакт через шкіру або відкриті рани. Щоб запобігти проникненню радіоактивних забруднень через шкіру та рани, необхідно дотримуватись певних заходів безпеки.

Основним джерелом опромінювання для людини є радіоактивні речовини, які потрапляють в організм через споживання зараженої їжі. Рівень небезпеки забруднення радіонуклідами залежить від частоти споживання продуктів, які містять радіоактивні речовини, а також від швидкості їх виведення з організму. Якщо радіонукліди, які потрапили в організм, подібні до елементів, які людина отримує з їжею (такі як натрій, калій, хлор, кальцій, залізо, марганець, йод і інші), то вони швидко виділяються з організму разом з цими елементами. Однак деякі радіоактивні речовини можуть концентруватися в різних внутрішніх органах. Елементи, які накопичуються в м'яких тканинах організму, можуть легко виділятися. З іншого боку, джерела  $\alpha$ -випромінювання (такі як радій, уран, плутоній), бета-випромінювання (як стронцій і іпрій) та гамма-випромінювання (як цирконій) можуть накопичуватися в кістках у вигляді хімічно зв'язаних сполук з кістковою тканиною, що робить їх важкими для виділення з організму.

Деякі речовини, які містяться в харчових продуктах, такі як пектини та барвники, можуть утворювати нерозчинні сполуки з важкими металами, такими як стронцій, кобальт, свинець, кальцій та інші. Ці сполуки не розчиняються та не перетравлюються в організмі та виводяться з ним. Таким чином, ці речовини



можуть виконувати функцію захисту від радіоактивних елементів.

Первинним процесом взаємодії радіоактивних речовин з організмом людини є іонізація. Під час іонізації енергія іонізуючого опромінювання передається різним речовинам в організмі. При впливі іонізуючого опромінювання на прості речовини, такі як гази та метали, змін фізико-хімічної природи цих речовин не відбувається. Але коли іонізуюче випромінювання впливає на складні речовини, молекули яких складаються з багатьох різних атомів, вони можуть розпадатися (дисоціювати). Цей процес відомий як пряма дія іонізуючого випромінювання на прості або складні речовини в організмі людини. Однак найважливішою роллю є механізм непрямої дії іонізуючого випромінювання, який включає радіаційно-хімічні зміни у розчинних речовинах, спричинені продуктами радіолізу (розпаду) води.

При вивченні дії випромінювання на організм людини встановлено такі особливості:

- навіть незначна кількість поглиненої енергії випромінювання спричинює глибокі біологічні зміни в організмі;
- наявність прихованого (інкубаційного) періоду дії іонізуючого випромінювання;
- випромінювання має генетичний ефект;
- органи живого організму мають різну чутливість до випромінювання;
- окремі організми неоднаково реагують на опромінювання;
- опромінювання залежить від частоти, одноразове опромінювання у великій дозі спричинює більш глибокі зміни.

7.3.2. Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту виробничого приміщення №003 підвального поверху

Коефіцієнт протирадіаційного захисту приміщення, в якому перебуватимуться люди розраховуватимемо за формулою

$$K_3 = \frac{0,77 \times K_1 \times K_{CT} \times K_{II}}{K_M \times (1 - K_{III}) \times [(K_0 \times K_{CT} + 1) \times (K_{II} + 1)]}$$

Для розрахунку використаємо такі дані:

1. Стіни залізобетонні (50 см), маса  $1\text{ м}^2 - 800$  кг;
2. Стіни залізобетонні (40 см), маса  $1\text{ м}^2 - 540$  кг;
3. Перегородки цегляні (12 см), маса  $1\text{ м}^2 - 140$  кг;
4. Віконні прорізи: О-4 –  $0,96$   $\text{ м}^2$ .
5. Дверні прорізи: Д-2 –  $3,1$   $\text{ м}^2$ ; Д-5 –  $1,9$   $\text{ м}^2$ .
6. Маса  $1$   $\text{ м}^2$  міжповерхового перекриття –  $690$   $\text{ кг/м}^2$ .
7. Висота підвіконників –  $1,5$  м;
8. Площа підлоги для розрахунку приміщення –  $306$   $\text{ м}^2$ ;
9. Висота приміщення –  $2,9$  м;
10. Ширина зараженої ділянки, що примикає до приміщення –  $24$  м;
11. Плоскі кути:

Кут  $\alpha_1 = 57^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (40 см) площею  $37,7$   $\text{ м}^2$  з прорізом площею  $5,8$   $\text{ м}^2$ ;
- стіна залізобетонна (50 см) площею  $37,7$   $\text{ м}^2$  з прорізом площею  $5$   $\text{ м}^2$ .

Кут  $\alpha_2 = 123^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею  $69,6$   $\text{ м}^2$ .

Кут  $\alpha_3 = 57^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею  $37,7$   $\text{ м}^2$  з прорізом площею  $4,4$   $\text{ м}^2$ ;
- стіна залізобетонна (50 см) площею  $37,7$   $\text{ м}^2$ .

Кут  $\alpha_4 = 123^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею  $69,6$   $\text{ м}^2$  з прорізом площею  $7,7$   $\text{ м}^2$ .

Визначаємо зведені маси стін і перегородок, розташованих проти плоских кутів.

Кут  $\alpha_1 = 57^\circ$ .

Маса  $1$   $\text{ м}^2$  стіни залізобетонної (40 см) площею  $37,7$   $\text{ м}^2$  з прорізом площею  $5,8$   $\text{ м}^2$

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{5,8}{37,7} = 0,15, G_{36} = 540(1 - 0,15) = 459 \text{ (кг)}.$$

Маса  $1$   $\text{ м}^2$  стіни залізобетонної (50 см) площею  $37,7$   $\text{ м}^2$  з прорізом площею  $5$   $\text{ м}^2$

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{5}{37,7} = 0,13, G_{36} = 800(1 - 0,13) = 696 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін і перегородок плоского кута  $\alpha_1$

$$G_{\Sigma}^1 = 459 + 696 = 1155 \text{ (кг)}.$$

Кут  $\alpha_2 = 123^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 69,6 м<sup>2</sup>

$$G_{36} = 800 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін плоского кута  $\alpha_2$

$$G_{\Sigma}^2 = 800 \text{ (кг)}.$$

Кут  $\alpha_3 = 57^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 37,7 м<sup>2</sup> з прорізом площею 4,4 м<sup>2</sup>

$$\alpha_{ст} = \frac{4,4}{37,7} = 0,11, G_{36} = 800(1 - 0,11) = 712 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 37,7 м<sup>2</sup>

$$G_{36} = 800 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін плоского кута  $\alpha_3$

$$G_{\Sigma}^3 = 712 + 800 = 1512 \text{ (кг)}.$$

Кут  $\alpha_4 = 123^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 69,6 м<sup>2</sup> з прорізом площею 7,7 м<sup>2</sup>

$$\alpha_{ст} = \frac{7,7}{69,6} = 0,11, G_{36} = 800(1 - 0,11) = 712 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін плоского кута  $\alpha_4$

$$G_{\Sigma}^4 = 712 \text{ (кг)}.$$

Сумарні маси 1 м<sup>2</sup> стін і перегородок проти плоских кутів приміщення

$$G_{\Sigma}^1 = 1155 \text{ (кг)}; G_{\Sigma}^2 = 800 \text{ (кг)};$$

$$G_{\Sigma}^3 = 1512 \text{ (кг)}; G_{\Sigma}^4 = 712 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса стін і перегородок проти першого і третього плоских кутів приміщення більше 1000 кг/м<sup>2</sup>, тому коефіцієнт  $K_1$ , що враховує долю радіації після послаблення зовнішніми і внутрішніми стінами складе

$$K_1 = \frac{360}{36 + \sum \alpha_i} = \frac{360}{36 + 246} = 1,28.$$

За мінімальною сумарною масою стін  $G_{сер} = 712 \text{ кг/м}^2$  визначаємо

коефіцієнт  $K_{CT}=134$ .

За шириною будівлі визначаємо коефіцієнт, який враховує долю розсіювання випромінювання  $K_{Ш}=0,47$  (висота приміщення складає 2,9 м) [ ].

Коефіцієнт  $K_0$ , що враховує зниження поглинальної здатності зовнішніх стін за рахунок наявності в прорізів та проникнення в приміщення вторинного випромінювання, з врахуванням висоти від підлоги більше 0,8 м розрахуємо

$$K_0 = 0,8 \frac{S_0}{S_{II}} = 0,8 \frac{12,7}{306} = 0,03,$$

де  $S_0 = 12,7 \text{ м}^2$  – загальна площа віконних перерізів приміщення, що виходять на вулицю;  $S_{II} = 306 \text{ м}^2$  – площа підлоги приміщення.

Коефіцієнт, що враховує зниження дози радіації в будинку, розташованому районі забудови, від екранувальної дії сусідніх споруд  $K_M=0,55$  [ ].

Коефіцієнт, що враховує кратність послаблення радіації перекриттям підвалу  $K_{II}=800$  [ ].

Тоді

$$\begin{aligned} K_3 &= \frac{0,77 \times K_1 \times K_{CT} \times K_{II}}{K_M \times (1 - K_{Ш}) \times [(K_0 \times K_{CT} + 1) \times (K_{II} + 1)]} = \\ &= \frac{0,77 \times 1,28 \times 134 \times 800}{0,55 \times (1 - 0,47) \times [(0,03 \times 134 + 1) \times (800 + 1)]} = 90,1 \end{aligned}$$

Проведені для приміщення підвального поверху розрахунки показали, що коефіцієнт протирадіаційного захисту цього приміщення складає 90,1, тому дане приміщення можна використати як протирадіаційне укриття для чого необхідно забезпечити можливість герметизації приміщення та встановити фільтровентиляційну систему.

## ВИСНОВКИ

У роботі проведено аналіз та висвітлено проблематику зростання частки ампутацій нижніх кінцівок внаслідок непрохідності артерій, яка за останні 30 років зросла до 80-90% у порівнянні з попередніми десятиріччями. Основна увага приділена технології виготовлення куксоприймачів для ампутованих пацієнтів, а саме етапам їх виготовлення, визначено проблеми і недоліки існуючої технології та виокремлено необхідність удосконалення процесу формування куксоприймача.

Дослідження, здійснене за замовленням Інституту електрозварювання імені Євгена Патона НАН України, має за мету розробку технології отримання 3D-моделі куксоприймача для подальшого виготовлення з використанням 3D-друку. Задачі дослідження включають аналіз інформації з патентів та наукових джерел, вибір методу створення 3D-моделі, отримання моделі, побудову 3D-моделі куксоприймача, вибір матеріалу для 3D-друку та підбір комплектуючих для створення повноцінного протезу нижньої кінцівки.

Застосовані методи включають використання програмного забезпечення MIMICS та SolidWorks для створення 3D-моделі кукси та куксоприймача, вибір матеріалу PETG для 3D-друку. Здійснено підбір комплектуючих та використано техніку рендерингу для візуалізації отриманої моделі протезу.

Результати роботи є важливим кроком у вдосконаленні технології протезування та виготовлення куксоприймачів для пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Аналіз діяльності ендокринологічної служби України у 2016 р. та перспективи розвитку медичної допомоги хворим з ендокринною патологією / Ларін О. С., Паньків В. І., Селіваненко М. І., Грачова О. О. // *Международный эндокринологический журнал*. – 2017. – № 3 (35).
2. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України 2011–2012 рр. (довідник) / Гайко Г. В., Страфун С. С., Калашніков А. В., Полішко В. П. – К. : Логос, 2017. – С. 30, 168.
3. T. Várady, R.R. Martin, J. Cox, *Reverse Engineering of Geometric Models - an Introduction*, Computer-Aided Design, Elsevier, vol. 29, n. 4, pp.255-268, 1997.
4. G. Fadel, *Rapid Prototyping and manufacturing technologies: accomplishments and potentials*, Proceedings of the TMCE 2004, April 2004.
5. Mark D. Geil, PhD, *Consistency and accuracy of measurement of lower-limb amputee anthropometrics*, J Prosthet. Orthot. 2005;42(2):131–140.
6. MW. Vannier, PK. Commean, KE. Smith, *Three-dimensional lower-limb residual measurement systems error analysis*, J Prosthet Orthot. 1997; 9(2):67–76.
7. P.K. Commean, KE. Smith, J.M. Cheverud, MW. Vannier, *Precision of surface measurement for below-knee residual*, Arch Phys Med Rehabil., 1996;77:477–86.
8. Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M.G., Della Croce U., *Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts*, Clinical Biomechanics 11, 90-100, 1996.
9. Cappozzo A., U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*, Gait and Posture 21 (2005) 186–196.
10. Thomas P. Andriacchi, Eugene J. Alexander, *Studies of human locomotion: past, present and future*, Journal of Biomechanics 33 (2000) 1217-1224.
11. Chris Boehnen Patrick Flynn, *Accuracy of 3D Scanning Technologies in a Face Scanning Scenario*, Proceedings of the 5th Int'l Conf. on 3-D Digital Imaging and Modeling (3DIM 2005).

12. N. D'Apuzzo, Digitization of the human body in the present-day economy, Proc. of SPIE-IS&T Electronic Imaging, SPIE Vol. 5665, 2005.
13. G.Tognola, M. Parazzini, P. Ravazzani, F. Grandori, C. Svelto, 3-D Acquisition and Quantitative Measurements of Anatomical Parts by Optical Scanning and Image Reconstruction from Unorganized Range Data, IEEE.
14. Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 52, no. 5, October 2003.
15. A.Andrisano, E.Bassoli, A.Gatto, F.Leali, M.Pellicciari, Reverse Engineering Methodology applied to complex virtual models development in the mechanical field, XIV ADM, Bari, 2004.
16. Lin YP, Wang CT, Dai KR, Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint, Medical Engineering and Physics - March 2005 (Vol. 27, Issue 2, Pages 189-193).
17. Ping He, PhD, PE; Kefu Xue, PhD; Yu Fan, PhD; Yiwei Wang, Test of a vertical scan mode in 3-D imaging of residual limbs using ultrasound, Journal of Rehabilitation research and development Vol. 36 No. 2, April 1999.
18. Joan E. Sanders, PhD, Stuart B. Mitchell, MSE, Santosh G. Zacariah, Ph, Kelvin Wu, BSE, A digitizer with exceptional accuracy for use in prosthetic research: a technical note, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 40, No.2, March/April 2003, Pages 191-196.
19. Smith KE, Commean PK, Robertson DD, Pilgram T, Mueller MJ. Precision and accuracy of computed tomography foot measurements, Arch Phys Med Rehabil 2001; 82:925-9.
20. S. Aritan, P. Dabnichki, R. Bartlett, Program for generation of three-dimensional finite element mesh from magnetic resonance imaging scans of human limbs, Med. Eng. Phys. Vol. 19, No. 8, pp. 681-689, 1997.
21. Tania Douglas, Stephan Solomonidis, William Sandham, William Spence, Ultrasound Imaging in Lower Limb Prosthetics, Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Vol. 10, No. 1, March 2002 11.

22. Michael W. Vannier, Paul K., Commean, Barry S. Brunsten, Kirk E. Smith, Visualization of Prosthesis Fit in Lower-Limb Amputees, Simulation and Modelling, Sep/Oct 1997.

23. Paul K. Commean, Barry S. Brunsten, Kirk E. Smith, Michael W. Vannier, Below-Knee Residual Limb Shape Change Measurement and Visualization, Arch Phys Med Rehabil., Vol. 79, July 1998.

24. YP Zheng, A. FT Mak, A.KL Leung, State-of-the-art methods for geometric and biomechanical assessments of residual limbs: A review, Journal of Rehabilitation Research and Development Vol.38 No.5, Sept/Oct 2001, p487–504.

25. Zheng Shuxian, Zhao Wanhua, Lu Bingheng, 3D reconstruction of the structure of a residual limb for customizing the design of a prosthetic socket, Medical Engineering & Physics 27 (2005) 67-74.

26. Lin, Chun-Li; Lee, Huey-Er; Wang, Chau-Hsiang; Chang, Keng-Hua, Integration of CT, CAD system and finite element method to investigate interfacial stresses of resin-bonded prosthesis, Computer Methods and Programs in Biomedicine Volume: 72, Issue: 1, September, 2003, pp. 55 – 64.

27. B.Starly, Z.Fang, W.Sun, A.Shokoufdeh, W.Regli, Three-Dimensional Reconstruction for Medical-CAD Modelling, Computer-Aided Design & Applications, Vol.2, Nos.1-4, 2005, pp 431-438.

28. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. SPIE Press Monograph Vol. PM114 by Jiang Hsieh, 2003.

29. Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений: пер. с англ. / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1070 с.

30. Симонов, Е.Н. Физико-математические основы проектирования томографических рентгеновских компьютерных комплексов / Е.Н. Симонов. – М.: Российская Академия Естествознания, 2011. – 410 с.

31. Симонов, Е.Н. Томографические измерительные информационные системы. Рентгеновская компьютерная томография / Е.Н. Симонов. – М.: НИЯУ МИФИ, 2011. – 440 с.

32. Bateni H., Olney S. J. (2002): Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait, Journal of Prosthetics and Orthotics, Volume 14, pp 2–10.



33. Buis A.W.P., Condon B., Brennan D., McHugh B., Hadley D., (2006): Magnetic resonance imaging technology in transtibial socket research: A pilot study, *Journal of Rehabilitation Research & Development JRRD*, Volume 43, Number 7, pp. 883–890.
34. Czerniecki JM (1996), Rehabilitation in limb deficiency:1. Gait and motion analysis, *Arch PhysMed Rehabil*, 77:S-3-S-8,
35. Davis R. B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J. R., (1991): A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique, *Journal of Human Movement Science*, 5, vol.10, Newington, Connecticut, April 1991.
36. Douglas T.S., Solomonidis S.E., Lee V.S.P., Spence W.D., Sandham W.A., Hadley D.M.,(1998): Automatic segmentation of magnetic resonance images of the trans-femoral residual limb, *Medical Engineering & Physics* 20, pp.756–763.
37. Douglas T., Solomonidis S., Sandham W., Spence W., (2002): Ultrasound Imaging in Lower Limb Prosthetics, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol.10, No. 1. Gitter J A, Czerniecki JM, (1996): Gait analysis in the amputee, *Gait & Posture*, 4, pp 258-268.
38. Frigo C., Rabuffetti M., Kerrigan D.C., Deming L.C., Pedotti A. (1998): Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol.36, N.2, pp 179-185.
39. Lee W. C. C., Zhang M., Jia X., Cheung J. T. M. (2004): Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket, *Medical Engineering and Physics*, vol. 26, no. 8, pp. 655-662.
40. Lee W.C.C., Zhang M., (2006): Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: A preliminary study, *Medical Engineering & Physics*, doi:10.1016/j.medengphy
41. Macfarlane P.A., Nielsen D.H., Shurr D.G., Meier K. (1991): Gait Comparisons for Below-Knee Amputees Using a Flex-Foot(TM) Versus a Conventional Prosthetic Foot, *Journal Prosthetics Orthotics*, Vol. 3 Num 4 pp 150-161.
42. Menard M. R., Duncan Murray D., (1989): Subjective and Objective Analysis of an Energy-Storing Prosthetic Foot, *Journal Prosthetics Orthotics*, Vol. 1, N. 4 pp 220-230.

43. Ming Z., Roberts C. (2000): Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket, *Medical Engineering and Physics*, vol. 22, pp. 607-612.

44. Nawijn SE, H van der Linde, CH Emmelot, CJ Hofstad (2005): Stump management after transtibial amputation: A systematic review. *Prosthetics & Orthotics International*, 29(1) pp. 13-26.

45. Neumann E. S., Wong J. S., Drollinger R. L., (2005): Concepts of Pressure in an Ischial Containment Socket: Measurement, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol 17, Num 1, p 2. Sanders J. E., Lam D., Dny A., Okumura R., (1997): Interface pressures and shear stresses at thirteen socket sites on two persons with transtibial amputation, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol . 34 No . 1, pp 19–43 .

46. Seelen H.A.M., Anemaat S., Janssen H.M.H., Deckers J.H.M, (2003): Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait, *Clinical Rehabilitation*, vol.17, pp.787-796.

47. Smith KE, Commean PK, Robertson DD, Pilgram T, Mueller MJ. (2001): Precision and accuracy of computed tomography foot measurements, *Arch Phys Med Rehabil*, 82: pp. 925-9.

48. Козловський В.О. Техніко-економічне обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник. – ВДТУ, 2003 – 75 с.

49. Методичні вказівки до практичних занять з дисципліни „Конструювання електронної апаратури”. / Є. Й. Волуєвич, Р. Ф. Лободзинська та ін. – Вінниця.: ВДТУ, 1997р. – 84 с.

50. Яншин А. А. Теоретические основы конструирования, технологии, надежности ЭВА: Учебное пособие для вузов, - М.: Радио и связь, 1983 р. – 312 с.

51. Дульев Г. И. Тарновський Н. И. Тепловые режимы радиоэлектронной аппаратуры. – Л.: Энергия, 1971. – 248 с.

52. Варламов Р. Г. Компонировка радиоэлектронной аппаратуры. – М.: Советское радио, 1975р. – 375 с.

53. Варламов Р. Г. Справочник конструктора РЭА. – М.: 1980 р. – 479 с.  
В.Д. Разевиг „Система проектирования OrCAD” – М.: „Солон-Р”, 2000.
54. Грошев Д.Е. Применение пакета OrCAD для компьютерного проектирования электронных схем. Ч.1. Учебное пособие. – Новосибирск: Издательство НГТУ, 1999.
55. Волинець С.І., Грабчак О.В., Шеремета О.П. Проектування технологічних процесів формоутворення деталей в радіо апаратобудуванні. – В.: ВДТУ, 1998. – 108 с.
56. Гігієнічна класифікація праці ГН 3.3.5-8-6.6.1 2022 рік.
57. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.
58. ДБН В.2.5-28-2018. Природне і штучне освітлення.
59. ДСН 3.3.6-037-99. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку.
60. ДСН 3.3.6.039-99. Державні санітарні норми виробничої та загальної вібрацій.
- 61 ПУЕ Правила улаштування електроустановок (перше переглянуте, перероблене, доповнене та адаптоване до умов України видання) 2017р.
62. Березюк О. В. Охорона праці. Підсумкова державна атестація спеціалістів, магістрів в галузях електроніки, радіотехніки, радіоелектронних апаратів та зв'язку : навчальний посібник / О. В. Березюк, М. С. Лемешев. – Вінниця : ВНТУ, 2017. – 104 с.
63. ДНАОП 0.00-1.21-98 Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів. – К. : Держнагляд охорони праці, 1998. – 382 с.
64. ДБН В.2.5-27-2006. Захисні заходи електробезпеки в електроустановках будинків і споруд.
65. ДБН В.1.1.7-2002. Пожежна безпека об'єктів будівництва.

ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Дослідження та розробка 3D моделі геометрії куксоприймача

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

**Показники звіту подібності Unicheck**

**Оригінальність 91,6 %**

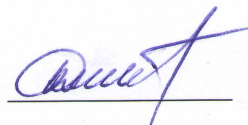
**Схожість 8,4 %**

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

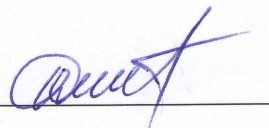
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Незгода В. М.

Керівник роботи



Штофель Д. Х.