

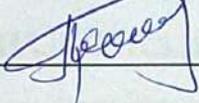
Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

## МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Модельна реконструкція кістки на основі медичних зображень

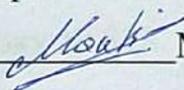
Виконав: студент 2 курсу, групи БМІ-24м,  
спеціальність 163 Біомедична інженерія

  
Превор І. А.

Керівник: к.т.н., доцент, зав. каф. БМІОЕС

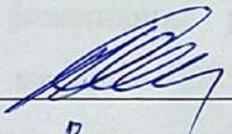
  
Коваль Л. Г.

Опонент: к.т.н., старший викладач каф. ІСТ

  
Макогон В.І.

**Допущено до захисту**

Зав. кафедри БМІОЕС

  
к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 8 »  2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

### ЗАВДАННЯ

#### НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

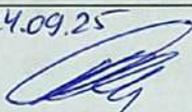
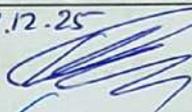
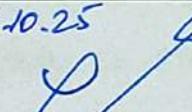
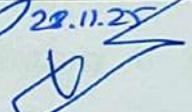
Превору Івану Андрійовичу

1. Тема роботи: Модельна реконструкція кістки на основі медичних зображень  
Керівник роботи: Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС  
затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.
3. Вихідні дані до роботи: дані комп'ютерної томографії кісткових структур; медичні зображення у форматі DICOM; анатомічні атласи; програмне забезпечення для обробки медичних зображень, тривимірного моделювання та інженерних розрахунків; можливість адитивного виготовлення прототипів методом FDM-друку; науково-технічна та медична література.
4. Зміст текстової частини: аналіз анатомічної будови та функціональних особливостей кісток фаланг пальців руки; огляд сучасних методів отримання та обробки медичних зображень для тривимірної реконструкції кісткових структур; обґрунтування вибору методів комп'ютерного моделювання та програмних засобів; побудова тривимірної моделі кістки на основі даних комп'ютерної

томографії; чисельний аналіз напружено-деформованого стану кісткової структури методом кінцевих елементів; виготовлення фізичного прототипу кістки методом FDM-друку та аналіз якості отриманої моделі, розрахунок економічних показників та доцільності розробки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: анатомічна схема кісток фаланг пальців руки; результати сегментації кісткової тканини на основі КТ-зображень; тривимірна модель кістки фаланги; скінченно-елементна модель та результати чисельного аналізу напружено-деформованого стану; процес підготовки до FDM-друку; виготовлений фізичний прототип кістки.

6. Консультанти розділів роботи

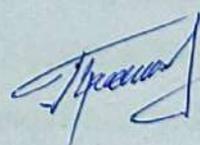
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС	24.09.25 	8.12.25 
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	6.10.25 	28.11.25 

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Іван ПРЕВОР

Керівник роботи



Леонід КОВАЛЬ

## АНОТАЦІЯ

Превор І. А. Модельна реконструкція кістки на основі медичних зображень: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія», освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 83 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 20 найм.; 42 рис.; 10 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі розглянуто підходи до модельної реконструкції кісткових структур на основі медичних зображень. Проаналізовано анатомічні та функціональні особливості кісток фаланг пальців руки людини, а також сучасні методи комп'ютерної томографії як джерела вихідних даних для побудови тривимірних моделей.

У другому розділі обґрунтовано вибір програмних засобів для обробки медичних зображень, тривимірного моделювання та інженерного аналізу. Розроблено методику цифрової реконструкції кістки, яка включає сегментацію томографічних даних, побудову геометричної моделі та підготовку її до чисельних розрахунків.

У третьому розділі виконано чисельний аналіз напружено-деформованого стану фаланги пальця руки з використанням методу кінцевих елементів. Досліджено розподіл напружень і переміщень у кортикальній частині кістки за умов осьового стискального навантаження та обґрунтовано адекватність побудованої моделі.

У четвертому розділі здійснено виготовлення фізичного прототипу кістки у масштабі 1:1 методом FDM-друку з використанням PET-G пластику. Проведено калібрування параметрів друку та проаналізовано якість отриманого прототипу.

У п'ятому розділі виконано економічне обґрунтування доцільності запропонованої розробки. Розраховано витрати на створення цифрової моделі та виготовлення прототипу методом адитивного виробництва, а також оцінено потенційний економічний ефект від впровадження технології модельної

реконструкції кісток у навчальній, дослідницькій та клінічній практиці. Показано, що застосування адитивних технологій забезпечує зниження витрат і підвищення доступності індивідуалізованих анатомічних моделей.

Ключові слова: модельна реконструкція, медичні зображення, комп'ютерна томографія, кісткова тканина, фаланга пальця, метод кінцевих елементів, 3D-моделювання, FDM-друк, економічне обґрунтування.

## ABSTRACT

Prevor I. A. Model-based bone reconstruction using medical images : Master's qualification thesis in specialty 163 "Biomedical Engineering", educational-professional program "Intelligent Artificial Implants and Medical Devices in Bioengineering". Vinnytsia : VNTU, 2025. 83 p.

In Ukrainian. References: 20 items; 42 figures; 10 tables.

The master's qualification thesis is devoted to the development and implementation of a model-based approach to bone reconstruction using medical imaging data. Anatomical and functional features of the phalangeal bones of the human hand are analyzed, along with modern computed tomography techniques as a source of high-accuracy input data for three-dimensional modeling.

The second chapter substantiates the selection of software tools for medical image processing, three-dimensional modeling, and engineering analysis. A digital bone reconstruction methodology is proposed, including image segmentation, geometric model generation, and preparation for numerical simulations.

In the third chapter, a numerical analysis of the stress-strain state of a finger phalanx is performed using the finite element method. The distribution of stresses and displacements in the cortical bone under axial compressive loading is investigated, confirming the adequacy of the developed model.

The fourth chapter presents the fabrication of a physical bone prototype at a 1:1 scale using FDM 3D printing with PET-G material. Printing parameters were calibrated, and the quality of the manufactured prototype was evaluated.

The fifth chapter provides an economic justification of the proposed approach. The costs of digital model development and additive manufacturing of the prototype are calculated, and the potential economic benefits of implementing model-based bone reconstruction technology in educational, research, and clinical practice are assessed. The results demonstrate that additive manufacturing technologies can reduce costs and improve accessibility of individualized anatomical models. Keywords: model-based reconstruction, medical imaging, computed tomography, bone tissue, finger phalanx, finite element method, 3D modeling, FDM printing, economic analysis.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ МОДЕЛЬНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ КІСТКОВИХ СТРУКТУР .....	10
1.1. Будова та функціональні характеристики фаланги пальця людини .....	10
1.2. Застосування комп'ютерної томографії у задачах тривимірної реконструкції кісток.....	14
1.3. Основи адитивного виробництва: метод FDM у медичному прототипуванні .....	16
1.4 Програмні засоби підготовки та керування процесом FDM-друку .....	21
Висновки до розділу 1.....	23
2 МЕТОДОЛОГІЧНА ТА МАТЕРІАЛЬНА БАЗА ПОБУДОВИ ПРОТОТИПУ	25
2.1. Програмні засоби CAD для моделювання анатомічних об'єктів .....	25
2.2. САМ-системи для підготовки моделей до FDM-друку.....	30
2.3. Методика побудови тривимірної моделі кістки .....	37
2.4. Послідовність процедур цифрової реконструкції кісткової тканини .....	39
Висновки до розділу 2.....	42
3 МОДЕЛЮВАННЯ ТА АНАЛІЗ ПРОТОТИПУ КІСТКИ ФАЛАНГИ .....	44
3.1. Побудова тривимірної моделі кістки та аналіз напружено-деформованого стану.....	44
3.2. Методологія чисельного дослідження напружено-деформованого стану фаланги пальця.....	46
Висновки до розділу 3.....	50
4 ВИГОТОВЛЕННЯ ФІЗИЧНОГО ПРОТОТИПУ КІСТКИ ФАЛАНГИ МЕТОДОМ FDM-ДРУКУ .....	52
Висновки до розділу 4.....	56
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	58
5.1 Технологічний аудит розробленої моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень .....	58

5.2 Розрахунок витрат на розробку моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень .....	62
5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень .....	65
5.1 Висновки до розділу 5.....	69
ВИСНОВОК .....	71
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....	73
Додаток А Ілюстративна частина.....	76
Додаток Б Протокол перевірки роботи.....	82

## ВСТУП

*Актуальність дослідження.* Актуальність дослідження модельної реконструкції кісткових структур на основі медичних зображень обумовлена зростаючою потребою у точних, індивідуалізованих та біомеханічно обґрунтованих підходах до діагностики, планування лікування, протезування та відновлення опорно-рухового апарату людини. Кісткова система відіграє ключову роль у забезпеченні рухливості, опорної функції та захисту внутрішніх органів, а її пошкодження внаслідок травм, дегенеративних захворювань або вроджених патологій суттєво знижує якість життя пацієнтів.

Особливо складними з точки зору відновлення та функціональної реабілітації є дрібні кісткові структури, зокрема фаланги пальців кисті, які забезпечують виконання точних маніпулятивних рухів. Традиційні методи діагностики та лікування часто не дозволяють повною мірою врахувати індивідуальні анатомічні особливості пацієнта, що може призводити до зниження ефективності хірургічних втручань, імплантації або протезування.

Розвиток методів медичної візуалізації, зокрема комп'ютерної томографії, створює передумови для отримання високоточних просторових даних про кісткову тканину. Поєднання цих даних із сучасними CAD/CAE-технологіями, чисельними методами аналізу та адитивними технологіями виготовлення дозволяє виконувати модельну реконструкцію кісток з високим ступенем геометричної та механічної відповідності реальним анатомічним об'єктам.

Застосування модельної реконструкції кістки є актуальним не лише в клінічній практиці, але й у наукових дослідженнях, біомеханіці, медичній освіті та при створенні індивідуалізованих імплантатів і прототипів. Використання 3D-друку додатково підвищує доступність таких рішень, зменшує вартість виготовлення моделей та скорочує час підготовки до лікувальних або дослідницьких процедур. У зв'язку з цим дослідження, спрямовані на розроблення та аналіз методів модельної реконструкції кісток на основі медичних зображень, є своєчасними та соціально значущими.

*Мета магістерської кваліфікаційної роботи* – розроблення та дослідження методики модельної реконструкції кістки на основі даних медичних зображень з подальшим чисельним аналізом та виготовленням фізичного прототипу методом адитивних технологій.

*Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:*

- провести аналіз анатомічної будови та функціональних особливостей кісток фаланг пальців руки людини;
- проаналізувати сучасні методи комп'ютерної томографії як джерела даних для реконструкції кісткових структур;
- обґрунтувати вибір програмних засобів для обробки медичних зображень, 3D-моделювання та інженерного аналізу;
- розробити тривимірну модель фаланги пальця на основі КТ-даних;
- виконати чисельний аналіз напружено-деформованого стану кістки методом кінцевих елементів;
- виготовити фізичний прототип кістки методом FDM-друку та оцінити його якість;
- провести економічне обґрунтування доцільності використання запропонованого підходу.

*Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи* – процес модельної реконструкції кісткових структур опорно-рухового апарату людини.

*Предмет магістерської кваліфікаційної роботи* – методи та засоби цифрової реконструкції, чисельного аналізу та адитивного виготовлення кістки фаланги пальця на основі медичних зображень.

*Методи дослідження.* Під час виконання магістерської роботи застосовувалися аналітично-пошукові методи; методи медичної візуалізації та обробки томографічних даних; методи тривимірного CAD-моделювання; метод кінцевих елементів; чисельне та імітаційне моделювання; методи адитивного виробництва; методи техніко-економічного аналізу.

*Наукова новизна одержаних результатів.* У роботі удосконалено підхід до модельної реконструкції кістки фаланги пальця на основі даних комп'ютерної

томографії шляхом поєднання медичної візуалізації, чисельного аналізу та адитивного виготовлення, що дозволило підвищити точність геометричної та механічної відповідності моделі реальній кістковій структурі.

*Практичне значення одержаних результатів.* Розроблена методика та тривимірні моделі кістки можуть бути використані у навчальному процесі, біомеханічних дослідженнях, при плануванні хірургічних втручань, створенні індивідуалізованих імплантатів та виготовленні анатомічних прототипів методом 3D-друку з мінімальними матеріальними та часовими витратами.

## 1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ МОДЕЛЬНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ КІСТКОВИХ СТРУКТУР

### 1.1. Будова та функціональні характеристики фаланги пальця людини

Фаланги пальців руки є важливою складовою скелетної системи кисті та відіграють ключову роль у забезпеченні її функціональності, рухливості й здатності до виконання високоточних маніпуляцій. Анатомічна організація фаланг забезпечує оптимальний баланс між механічною міцністю, малою масою та високою рухливістю, що є необхідним для реалізації як силових, так і тонких координованих рухів пальців.

Кожен палець руки, за винятком великого, складається з трьох фаланг: проксимальної, середньої та дистальної. Великий палець має лише дві фаланги — проксимальну та дистальну, що зумовлено його спеціалізованою роллю у виконанні захоплювальних та опозиційних рухів. Така будова забезпечує підвищену стабільність і функціональну ефективність великого пальця під час взаємодії з об'єктами.

З морфологічної точки зору фаланги належать до класу довгих трубчастих кісток. Вони складаються з зовнішнього шару компактної (кортикальної) кісткової тканини та внутрішнього шару губчастої кістки. Кортикальна кістка формує основний каркас фаланги та визначає її механічну міцність, тоді як губчаста кістка, завдяки пористій трабекулярній структурі, забезпечує амортизацію навантажень і зменшення маси кістки.

На рисунку 1.1 наведено схематичну будову фаланги пальця з виділенням основних анатомічних елементів.

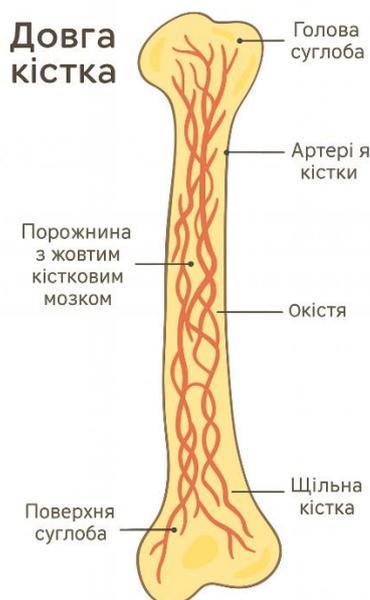


Рисунок 1.1 – Схематичний переріз фаланги пальця людини

Товщина кортикального шару фаланги змінюється залежно від функціонального навантаження. Зокрема, проксимальні відділи фаланг характеризуються більшою товщиною кортикальної кістки, оскільки вони беруть участь у формуванні суглобових з'єднань з п'ястковими кістками та сприймають значні механічні навантаження під час рухів кисті.

Кожна фаланга має типовий анатомічний поділ на основу, тіло та головку. Основа проксимальної фаланги формує суглобову поверхню для з'єднання з відповідною п'ястковою кісткою, тоді як основи середньої та дистальної фаланг з'єднуються між собою через міжфалангові суглоби. Головки фаланг також утворюють суглобові поверхні, що забезпечують згинально-розгинальні рухи пальців. Особливістю дистальної фаланги є наявність термінального гребеня, до якого прикріплюються м'які тканини та нігтьове ложе.

Загальний вигляд кісток фаланг пальця людини представлено на **рисунку 1.2.**

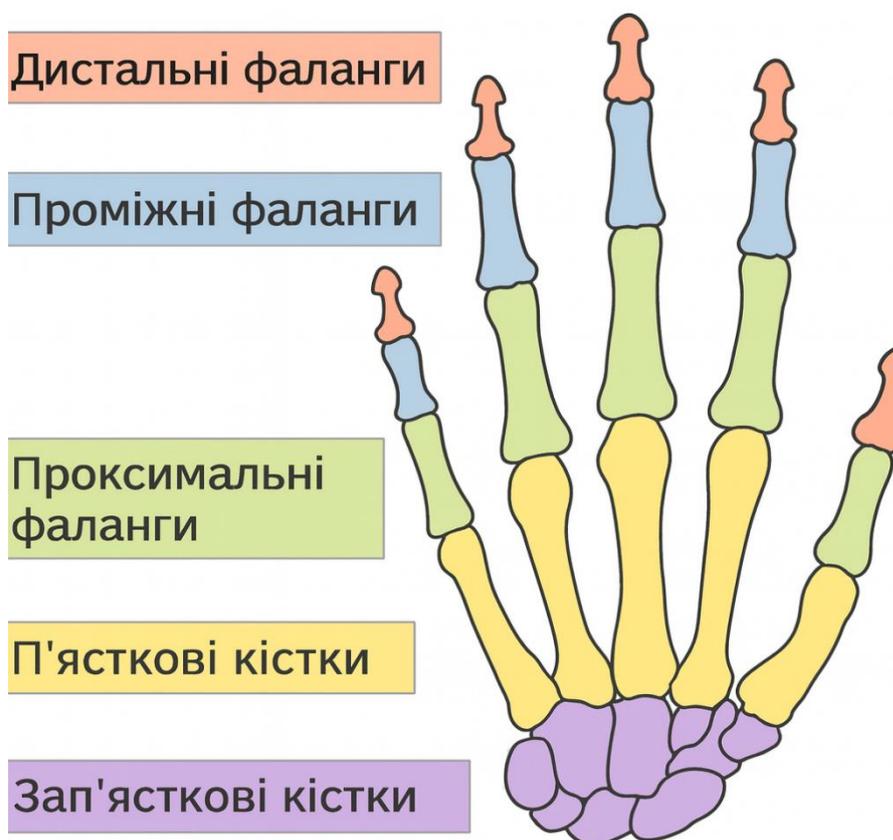


Рисунок 1.2 – Загальний вигляд кісток фаланг пальця людини

Функціональна рухливість пальців реалізується завдяки міжфаланговим суглобам, які за своєю формою належать до блоковидних і дозволяють виконувати рухи згинання та розгинання у фронтальній площині. Координована робота суглобового хряща, зв'язкового апарату та сухожилків, що прикріплюються до фаланг, забезпечує плавність рухів і стабільність суглобів. М'язи, які керують рухами фаланг, розташовані як у ділянці передпліччя, так і в долоні, що дозволяє реалізовувати широкий діапазон моторних дій — від силових захоплень до точних маніпуляцій [1].

На мікроскопічному рівні кортикальна кісткова тканина фаланг має остеонну будову. Остеони складаються з концентричних пластинок кісткової тканини, розташованих навколо центрального гаверсового каналу, який містить кровоносні судини та нервові волокна, що забезпечують живлення та іннервацію кістки. Губчаста кістка утворена мережею трабекул, орієнтованих відповідно до

напрямків прикладених навантажень, що забезпечує високу міцність при мінімальній масі.

Мікроструктуру кісткової тканини фаланги зображено на рисунку 1.3.



Рисунок 1.3 – Структура кісткової тканини (кортикальна та губчаста речовина)

Функціонально фаланги є ключовими елементами маніпулятивної діяльності кисті. Вони забезпечують необхідну жорсткість і стабільність пальців, що є критично важливим для точного утримання предметів та виконання координованих рухів. Крім того, фаланги тісно взаємодіють із м'якими тканинами, багатими на нервові закінчення, що зумовлює високу сенсорну чутливість пальців.

Клінічне значення фаланг визначається їхньою високою функціональною активністю та, відповідно, підвищеною вразливістю до травматичних ушкоджень і патологічних змін. Найпоширенішими є переломи фаланг, а також дегенеративні та запальні захворювання суглобів. Для їх діагностики та лікування широко застосовуються методи медичної візуалізації, зокрема комп'ютерна томографія, яка дозволяє отримувати високоточні зображення

кісткових структур і створювати тривимірні цифрові моделі. Такі моделі є основою для подальшої реконструкції, біомеханічного аналізу та виготовлення індивідуалізованих прототипів із застосуванням адитивних технологій [2].

## 1.2. Застосування комп'ютерної томографії у задачах тривимірної реконструкції кісток

Комп'ютерна томографія (КТ) є одним із ключових методів медичної візуалізації, що забезпечує отримання високоточних та інформативних зображень внутрішніх структур людського організму. Завдяки високій просторовій роздільній здатності та здатності відображати щільні тканини з високим контрастом, метод КТ широко застосовується для діагностики патологій кісткової системи, планування хірургічних втручань, а також для створення тривимірних цифрових моделей анатомічних структур.

Особливу цінність комп'ютерна томографія має у задачах реконструкції кісткових елементів зі складною геометрією, зокрема фаланг пальців руки. Їх невеликі розміри, складна форма та наявність тонких кортикальних шарів вимагають високої точності отримання вихідних даних, що робить КТ оптимальним методом візуалізації для подальшого 3D-моделювання.

Принцип роботи комп'ютерної томографії ґрунтується на реєстрації ослаблення рентгенівського випромінювання під час його проходження крізь тканини організму. У процесі сканування рентгенівська трубка здійснює обертальний рух навколо об'єкта дослідження, формуючи серію пошарових зображень у різних проєкціях. Отримані дані обробляються комп'ютерною системою з використанням алгоритмів реконструкції, серед яких найбільш поширеними є метод зворотної проєкції та ітеративні методи реконструкції.

Результати КТ-дослідження подаються у вигляді набору аксіальних зрізів, кожен з яких відображає просторовий розподіл щільності тканин. Щільність вимірюється в умовних одиницях Гаунсфілда (Hounsfield Units, HU), що дозволяє чітко диференціювати різні типи тканин. Кісткова тканина характеризується високими значеннями HU, що забезпечує її надійне

відокремлення від м'яких тканин, рідин та повітря, і є критично важливим для подальших етапів цифрової обробки.

Процес створення тривимірної моделі анатомічних структур на основі даних комп'ютерної томографії включає декілька послідовних етапів: отримання томографічних даних, сегментацію зображень, реконструкцію тривимірної моделі та її оптимізацію для подальшого використання.

Отримання томографічних даних. Початковим етапом є отримання томографічних зображень у форматі DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Даний стандарт забезпечує збереження повної інформації про структуру досліджуваного об'єкта, включаючи геометричні параметри, просторову роздільну здатність, товщину зрізу та параметри сканування. Висока просторово-часова роздільна здатність сучасних КТ-сканерів, яка може досягати 0,5 мм, дозволяє отримувати детальні зображення дрібних кісткових структур, зокрема фаланг пальців руки.

Сегментація томографічних зображень. Наступним етапом є сегментація зображень, яка полягає у виділенні анатомічно значущих структур із загального масиву томографічних зрізів. Для цього застосовуються спеціалізовані програмні засоби, такі як *3D Slicer*, *Mimics*, *Amira* та інші. Сегментація може виконуватися вручну, напівавтоматично або автоматично, залежно від складності геометрії кістки та якості вихідних даних. Основною метою цього етапу є точне виділення кісткової тканини та виключення м'яких тканин, судин і нервових структур.

Реконструкція тривимірної моделі. На основі сегментованих зрізів здійснюється реконструкція тривимірної моделі кісткової структури. Пошарові зображення об'єднуються у єдину просторову модель з використанням спеціалізованих алгоритмів. Отримана модель, як правило, експортується у формат STL (Standard Tessellation Language), який є стандартом для адитивних технологій виробництва та подальшого інженерного аналізу. На цьому етапі враховуються геометричні особливості фаланги, зокрема товщина кортикального шару та внутрішня структура губчастої кістки [3].

Оптимізація тривимірної моделі. Заключним етапом є оптимізація отриманої тривимірної моделі. Вона включає зменшення кількості полігонів, згладжування поверхонь, усунення геометричних дефектів та перевірку цілісності моделі. Оптимізація дозволяє зменшити обсяг цифрових даних без втрати анатомічно значущих деталей, що є важливим для подальшого використання моделі у 3D-друці, біомеханічному моделюванні та чисельних розрахунках.

Загальну послідовність процесу тривимірної реконструкції кісткових структур на основі даних комп'ютерної томографії наведено на рисунку 1.4.



Рисунок 1.4 – Процес реконструкції тривимірної моделі на основі томографічних даних

1.3. Основи адитивного виробництва: метод FDM у медичному прототипуванні

Технологія моделювання методом послідовного нашарування матеріалу (FDM, Fused Deposition Modeling) є однією з найбільш доступних і поширених технологій адитивного виробництва. Її принцип дії ґрунтується на екструзії розплавленого термопластичного матеріалу, який наноситься пошарово відповідно до цифрової тривимірної моделі, утворюючи фізичний об'єкт заданої геометрії. Завдяки відносно низькій вартості обладнання, простоті реалізації та

широкому вибору матеріалів, FDM-друк широко застосовується для виготовлення прототипів, навчальних моделей і функціональних виробів, у тому числі в галузі біомедичної інженерії.

У контексті реконструкції кісткових структур технологія FDM дозволяє створювати фізичні прототипи анатомічних об'єктів на основі даних медичної візуалізації, що є корисним для візуального аналізу, біомеханічних досліджень та попереднього планування хірургічних втручань.

Основні компоненти FDM-принтера. Типовий 3D-принтер, що працює за технологією FDM, складається з ряду функціональних вузлів, які забезпечують точність, стабільність та відтворюваність процесу друку.

Рама принтера є механічною основою пристрою та відповідає за його жорсткість і геометричну стабільність. Вона зазвичай виготовляється з алюмінієвих профілів, сталі або високоміцних полімерів і визначає точність позиціонування рухомих елементів під час друку.

Загальний вигляд рами FDM-принтера наведено на рисунку 1.5.



Рисунок 1.5 – Рама FDM-принтера Felix 3.0 [4]

Екструдер виконує функцію подавання термопластичного матеріалу (філаменту) до нагрівального вузла. Залежно від конструкції, екструдер може бути прямого типу або дистанційного типу (Bowden). Його основним завданням є забезпечення стабільної та рівномірної подачі матеріалу без прослизання та розривів [4].

Гарячий кінець (hotend) відповідає за розплавлення філаменту та формування струменя матеріалу, який наноситься на друковану поверхню. Він складається з нагрівального блоку, сопла та температурного датчика, що забезпечує контроль і стабілізацію температури екструзії.

Схематичну будову екструдера та hotend наведено на рисунку 1.6.

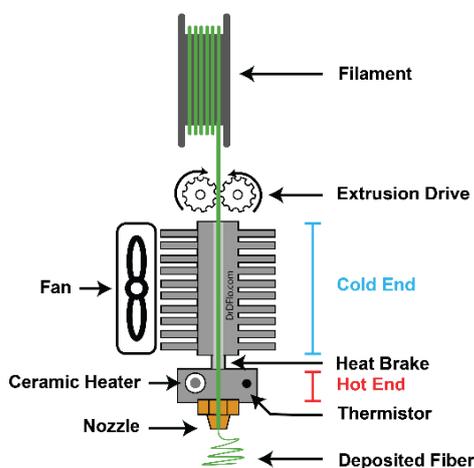


Рисунок 1.6 – Схема екструдера та hotend FDM-принтера

Друкована платформа є поверхнею, на якій відбувається формування моделі. Вона може бути нагрітою або ненагрітою залежно від використовуваного матеріалу. Наявність підігріву платформи сприяє покращенню адгезії першого шару та зменшенню ризику деформацій виробу.

Взаємодію екструдера, hotend та друкованої платформи показано на рисунку 1.7.

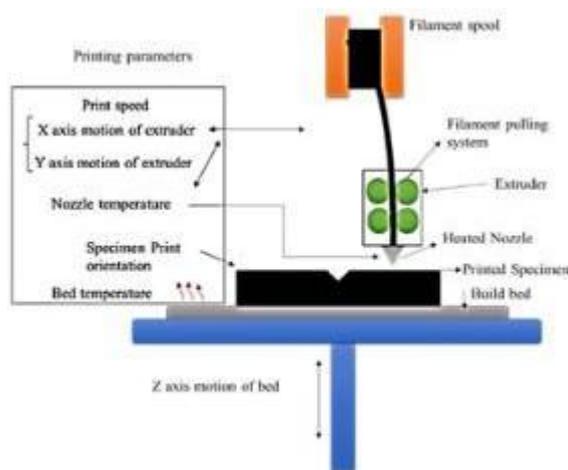


Рисунок 1.7 – Схема взаємодії екструдера, hotend та друкованої платформи

Система переміщення та зменшення вібрацій. Переміщення екструдера та/або платформи в технології FDM-друку здійснюється за допомогою системи крокових двигунів, які забезпечують рух у трьох координатних осях (X, Y, Z). Якість друку значною мірою залежить від динамічних характеристик механічної системи, зокрема від наявності вібрацій, резонансних явищ і механічних люфтів.

Одним із сучасних підходів до зменшення негативного впливу вібрацій є використання алгоритму Input Shaping. Input Shaping — це метод програмного керування рухом, який передбачає модифікацію вхідних сигналів керування кроковими двигунами з метою пригнічення резонансних коливань механічної системи. Алгоритм базується на формуванні послідовності імпульсів із заданими амплітудами та часовими затримками, що дозволяє зменшити коливання без погіршення швидкісних характеристик.

Загальний вигляд результатів вимірювання резонансних частот для налаштування Input Shaping наведено на рисунку 1.8.

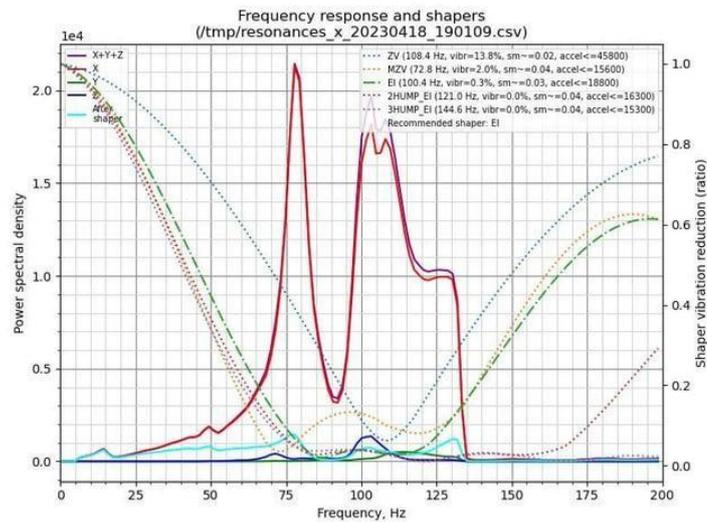


Рисунок 1.8 – Графік визначення резонансних частот для налаштування Input Shaping

Електронний блок керування FDM-принтера. Електронний блок керування є центральним елементом системи управління 3D-принтером. Він забезпечує координацію роботи всіх механічних і термічних компонентів на основі команд, отриманих у форматі G-коду. До складу електронного блоку входять мікроконтролер, драйвери крокових двигунів, температурні регулятори, комунікаційні інтерфейси та система датчиків зворотного зв'язку.

Мікроконтролер обробляє керуючі команди, формує імпульсні сигнали для драйверів двигунів, здійснює контроль температури гарячого кінця та платформи, а також виконує моніторинг стану системи. Регулювання температури здійснюється із застосуванням широтно-імпульсної модуляції, що дозволяє підтримувати стабільні теплові режими друку.

У процесі друку дані від датчиків постійно аналізуються, що забезпечує зворотний зв'язок і дозволяє автоматично реагувати на відхилення від заданих параметрів. У разі виникнення аварійних ситуацій, таких як перегрів або відсутність філаменту, система зупиняє процес друку та повідомляє користувача.

Система охолодження. Окрему роль у технології FDM-друку відіграє система охолодження. Вентилятори забезпечують контрольоване охолодження щойно нанесеного матеріалу, що є важливим для збереження геометричної точності шарів, запобігання деформаціям і покращення якості поверхні виробу.

#### 1.4 Програмні засоби підготовки та керування процесом FDM-друку

Програмне забезпечення є невід'ємною складовою технології FDM-друку, оскільки забезпечує повний цикл переходу від цифрової тривимірної моделі до фізичного прототипу. Воно охоплює етапи створення та редагування геометрії, підготовки моделі до друку, керування обладнанням і моніторингу процесу виготовлення. У задачах медичного прототипування, зокрема при відтворенні кісткових структур, програмне забезпечення відіграє ключову роль у збереженні анатомічної точності та повторюваності результатів.

Програмні засоби для створення та редагування тривимірних моделей. На етапі підготовки цифрової геометрії широко використовуються CAD-системи, такі як Fusion 360 та SolidWorks. Вони дозволяють створювати та редагувати складні просторові об'єкти з високою геометричною точністю, виконувати параметричне моделювання, а також коригувати моделі, отримані в результаті томографічної реконструкції. Застосування таких систем є доцільним для доопрацювання анатомічних моделей кісток перед передачею їх на етап адитивного виготовлення.

Програмне забезпечення для підготовки моделей до друку (слайсери). Після створення або імпорту тривимірної моделі здійснюється її підготовка до друку за допомогою програм-слайсерів. Слайсери виконують розбиття моделі на шари та формують керуючі команди у форматі G-коду. До найбільш поширених програм цього типу належать Ultimaker Cura, PrusaSlicer, Simplify3D, Bambu Studio та OrcaSlicer. У цих середовищах користувач задає технологічні параметри друку, які безпосередньо впливають на якість готового виробу.

Програмне забезпечення для керування та моніторингу 3D-принтера. Для управління процесом друку та контролю роботи обладнання використовуються спеціалізовані програмні засоби, зокрема OctoPrint та Repetier-Server. Вони забезпечують віддалений доступ до 3D-принтера, дозволяють запускати й зупиняти друк, змінювати параметри в режимі реального часу, а також здійснювати моніторинг температурних режимів і стану системи. Застосування

таких рішень є особливо доцільним під час виготовлення анатомічних моделей, оскільки дає змогу своєчасно виявляти та усувати дефекти друку.

Фактори, що впливають на якість FDM-друку.

Якість виготовлення виробів методом FDM значною мірою залежить від правильно підібраних технологічних параметрів, які задаються у програмному забезпеченні.

Швидкість друку визначається складністю геометрії моделі, типом матеріалу та характеристиками принтера. Занадто висока швидкість може призвести до зниження точності та появи дефектів, тоді як повільний друк забезпечує кращу деталізацію. Зазвичай швидкість друку становить 40–80 мм/с, однак для високоточних анатомічних моделей може бути знижена до 20 мм/с.

Температура екструзії залежить від типу використовуваного філаменту та істотно впливає на адгезію шарів і якість поверхні. Типові температурні режими становлять:

- PLA: 190–220 °C;
- ABS: 230–250 °C;
- PET-G: 220–250 °C.

Товщина шару визначає висоту кожного нанесеного шару та впливає на точність відтворення геометрії. Значення товщини шару зазвичай варіюється в межах 0,05–0,3 мм. Менша товщина шару забезпечує вищу деталізацію, проте збільшує тривалість процесу друку.

Щільність заповнення впливає на механічну міцність і масу виробу. Для більшості демонстраційних або навчальних моделей достатньою є щільність заповнення 20–30%, тоді як для функціональних прототипів може використовуватися заповнення до 80%.

Положення моделі на друкованій платформі також є важливим фактором якості друку. Орієнтація моделі впливає на міцність готового виробу, якість поверхонь і необхідність використання підтримуючих структур. Наприклад, моделі з великими горизонтальними виступами потребують застосування підтримок, що слід враховувати на етапі підготовки G-коду [5].

Значення програмного забезпечення для медичного прототипування. У задачах модельної реконструкції кісткових структур програмне забезпечення для FDM-друку забезпечує збереження анатомічної точності, повторюваність результатів і адаптацію параметрів друку до складної геометрії біологічних об'єктів. Комплексне використання CAD-систем, слайсерів та програм керування принтером є необхідною умовою отримання якісних прототипів, придатних для подальшого аналізу, досліджень і практичного застосування.

### Висновки до розділу 1

У першому розділі магістерської кваліфікаційної роботи розглянуто теоретичні основи модельної реконструкції кісткових структур на прикладі фаланги пальця людини, а також проаналізовано ключові технологічні та програмні засоби, необхідні для реалізації цього процесу.

У пункті 1.1 проаналізовано анатомічну будову та функціональні характеристики фаланг пальців руки. Показано, що фаланги є складними з точки зору морфології та біомеханіки кістковими структурами, які поєднують високу міцність, малу масу та значну рухливість. Розглянуто макро- та мікроструктуру кісткової тканини, особливості суглобових з'єднань і клінічне значення фаланг, що обґрунтовує доцільність використання високоточних методів візуалізації та моделювання для їх реконструкції.

У пункті 1.2 досліджено застосування комп'ютерної томографії у задачах тривимірної реконструкції кісток. Визначено, що КТ є оптимальним методом отримання вихідних даних для моделювання кісткових структур завдяки високій просторовій роздільній здатності та можливості надійної диференціації тканин за щільністю. Описано основні етапи створення тривимірної моделі на основі томографічних даних, зокрема отримання DICOM-файлів, сегментацію, реконструкцію та оптимізацію моделей для подальшого інженерного використання.

У пункті 1.3 розглянуто основи адитивного виробництва з використанням технології FDM як одного з найбільш доступних та універсальних методів 3D-

друку. Проаналізовано принцип роботи FDM-принтерів, їх основні конструктивні елементи, системи переміщення та керування, а також сучасні підходи до підвищення якості друку, зокрема використання алгоритмів зменшення вібрацій. Показано, що технологія FDM є доцільною для виготовлення фізичних прототипів анатомічних моделей кісток.

У пункті 1.4 розглянуто програмні засоби підготовки та керування процесом FDM-друку. Встановлено, що якість та точність відтворення анатомічних моделей значною мірою залежать від правильного вибору CAD-систем, програм-слайсерів і засобів керування принтером, а також від оптимального налаштування технологічних параметрів друку. Проаналізовано основні фактори, що впливають на якість FDM-друку, зокрема швидкість друку, температуру екструзії, товщину шару, щільність заповнення та орієнтацію моделі на платформі.

Таким чином, у розділі 1 сформовано теоретичну та технологічну основу для подальшої практичної реалізації процесу модельної реконструкції кістки фаланги пальця людини на основі медичних зображень. Отримані результати є підґрунтям для вибору програмних засобів, методів моделювання та параметрів адитивного виготовлення, що будуть детально розглянуті у наступних розділах роботи.

## 2 МЕТОДОЛОГІЧНА ТА МАТЕРІАЛЬНА БАЗА ПОБУДОВИ ПРОТОТИПУ

### 2.1. Програмні засоби CAD для моделювання анатомічних об'єктів

Для розробки тривимірної моделі прототипу кістки фаланги пальця людини використовується спеціалізоване програмне забезпечення, вибір якого визначається особливостями поставленого завдання та технічними вимогами до кінцевого результату. Основними критеріями вибору програмних засобів є доступність і цінова політика, функціональні можливості, а також рівень підготовки користувача [6].

У сучасній практиці біомедичної інженерії та інженерного моделювання для створення анатомічних моделей і протезів застосовуються такі програмні пакети: ANSYS, COMSOL Multiphysics, Abaqus, SolidWorks, SimSolid, OnScale, Fusion 360, 3D Slicer та інші. Зазначені програмні середовища відрізняються за своїм функціональним призначенням і можуть використовуватися як окремо, так і в межах єдиного цифрового робочого процесу.

Програмне забезпечення для роботи з медичними зображеннями. 3D Slicer є безкоштовним програмним забезпеченням з відкритим вихідним кодом, призначеним для обробки та аналізу медичних зображень. Програма широко використовується для сегментації томографічних даних, отриманих методами комп'ютерної томографії або магнітно-резонансної томографії, та створення на їх основі тривимірних моделей анатомічних структур [7].

3D Slicer підтримує стандарт DICOM і дозволяє виконувати напівавтоматичну та автоматичну сегментацію кісткової тканини, що робить її ефективним інструментом для первинного формування геометрії кісткових об'єктів.

Приклад виділення кісткової структури фаланги у середовищі 3D Slicer наведено на рисунку 2.1.

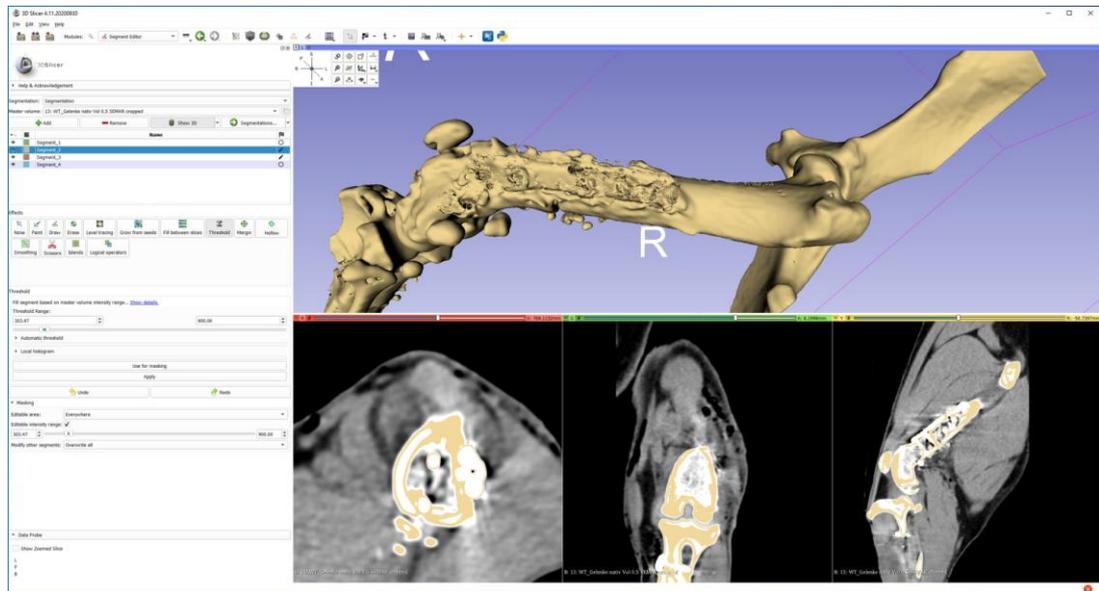


Рисунок 2.1 – Приклад сегментації кістки в програмі 3D Slicer

Переваги 3D Slicer: безкоштовне використання; відкритий вихідний код; відносна простота освоєння; підтримка широкого спектра медичних форматів зображень.

Недоліки 3D Slicer: відсутність інструментів для інженерних розрахунків; обмежені можливості параметричного та поверхневого моделювання.

CAD-системи для геометричного моделювання. SolidWorks є комерційним програмним забезпеченням для тривимірного параметричного моделювання, яке широко застосовується в інженерній практиці. У контексті даної роботи SolidWorks використовується для доопрацювання геометрії анатомічних моделей, створених на основі томографічних даних, а також для побудови точних поверхонь і твердотільних моделей.

Приклад роботи з анатомічною моделлю в середовищі SolidWorks наведено на рисунку 2.2.

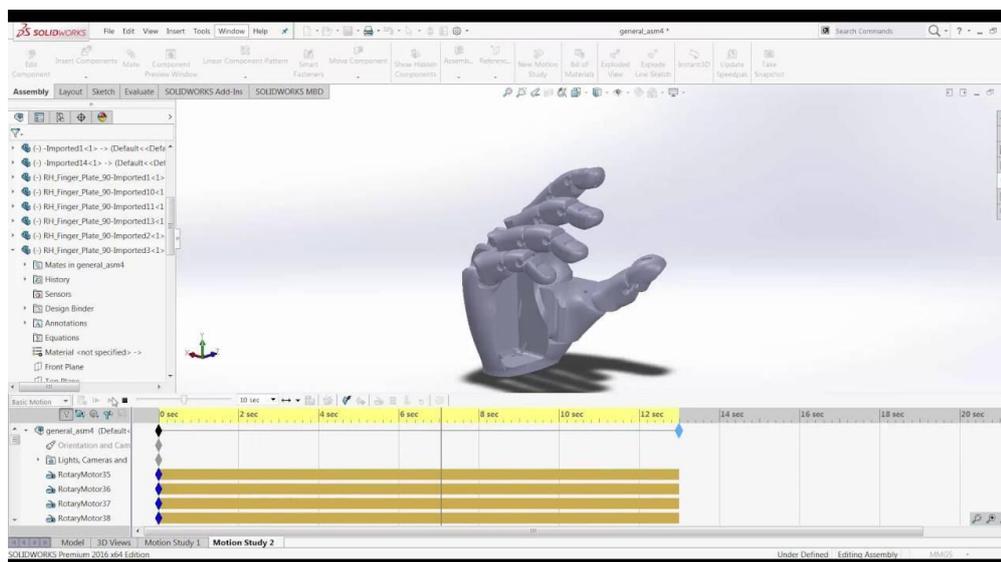


Рисунок 2.2 – Приклад моделювання в програмному середовищі SolidWorks

Переваги SolidWorks: розширений функціонал для 3D-моделювання; зручний і інтуїтивно зрозумілий інтерфейс; підтримка великої кількості форматів обміну даними.

Недоліки SolidWorks: висока вартість ліцензії.

Fusion 360 - це хмарна CAD/CAM/CAE-платформа компанії Autodesk, яка поєднує в одному середовищі інструменти для тривимірного моделювання, симуляцій і підготовки до виробництва. Програма підходить як для ручного створення моделей, так і для роботи з геометрією, імпортованою з медичних програм [8].

Приклад проєктування в середовищі Fusion 360 наведено на рисунку 2.3.

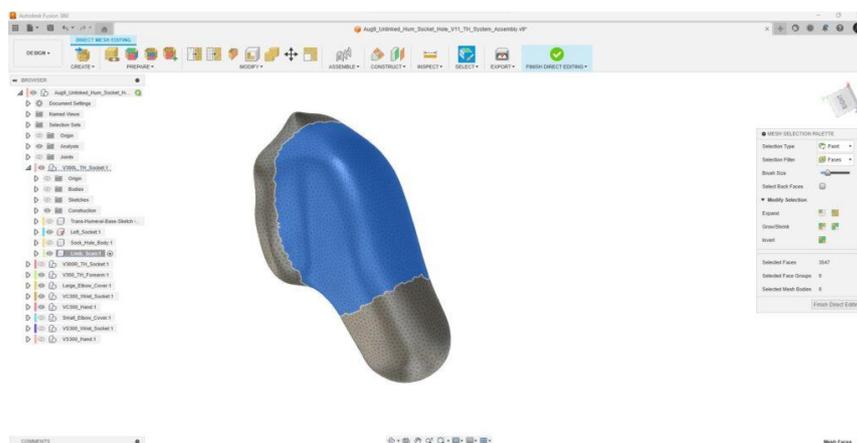


Рисунок 2.3 – Приклад моделювання в програмному середовищі Fusion 360

Переваги Fusion 360: інтеграція CAD, CAM і CAE в одній платформі; підтримка колаборації через хмарні сервіси; підтримка форматів STL, STEP, IGES; наявність інструментів для інженерних розрахунків.

Недоліки Fusion 360: залежність від інтернет-з'єднання для хмарних функцій; обмеження безкоштовної версії; підписна модель ліцензування.

Програмні засоби для інженерного аналізу. SimSolid є спеціалізованим програмним забезпеченням для інженерних розрахунків, яке дозволяє аналізувати напружено-деформований стан конструкцій без необхідності побудови класичної сітки кінцевих елементів. Програма може використовуватися для оцінки міцності кісткових прототипів.

Приклад розрахунку в програмному середовищі SimSolid наведено на рисунку 2.4.

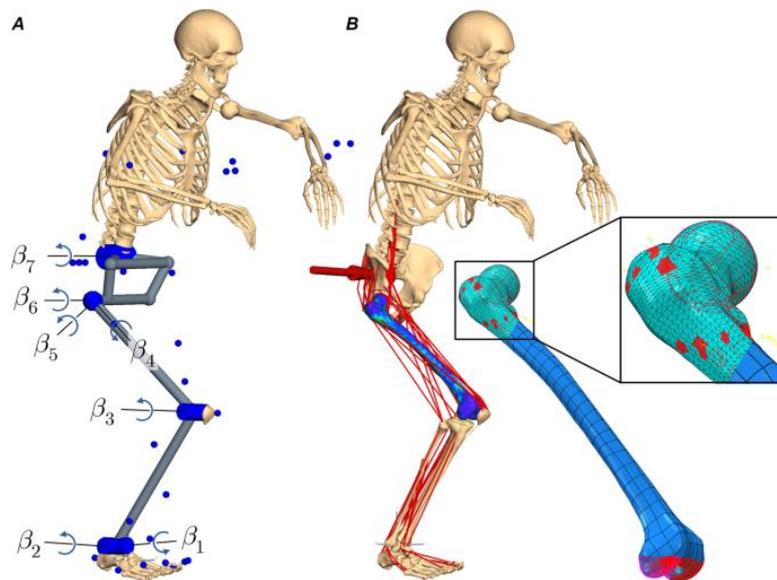


Рисунок 2.4 – Приклад інженерного аналізу в програмі SimSolid

Переваги SimSolid: висока швидкість і точність розрахунків; підтримка широкого спектра матеріалів; відносна простота використання.

Недоліки SimSolid: відсутність інструментів для створення 3D-моделей; неможливість роботи з медичними зображеннями.

ANSYS є потужним комерційним програмним комплексом для чисельного моделювання методом кінцевих елементів. Він широко використовується для аналізу напружень, деформацій і довговічності конструкцій, у тому числі біомедичних виробів.

Приклад проведення розрахунків у програмному середовищі ANSYS наведено на рисунку 2.5.

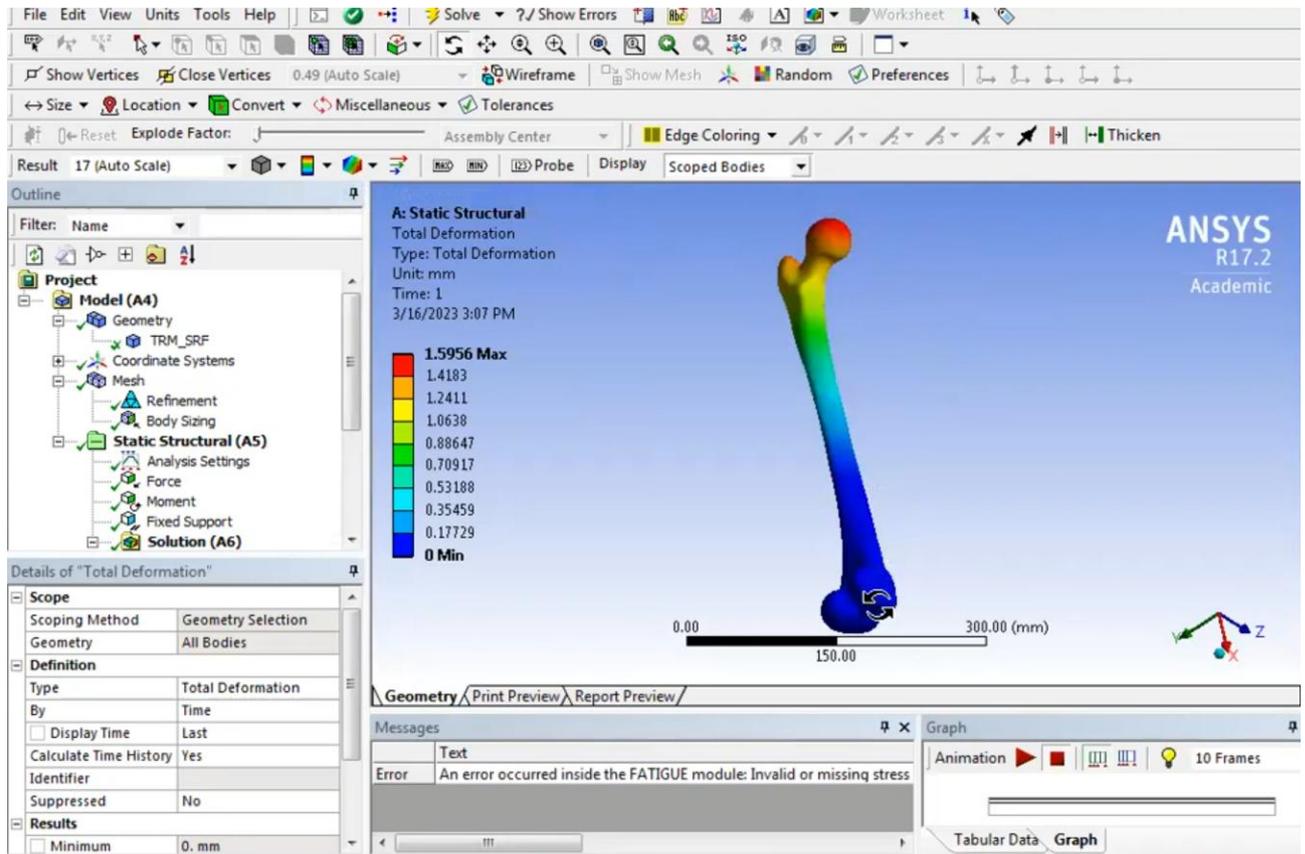


Рисунок 2.5 – Приклад інженерного аналізу в програмному середовищі ANSYS

Переваги ANSYS: розвинуті інструменти FEM-аналізу; широкий вибір матеріальних моделей; можливість урахування механічних, термічних і динамічних навантажень; інтеграція з CAD-системами.

Недоліки ANSYS: висока вартість ліцензії; складність освоєння; високі вимоги до апаратного забезпечення [9].

Рекомендації щодо вибору програмного забезпечення. Для створення тривимірної моделі кістки фаланги на основі медичних зображень доцільно

використовувати 3D Slicer як основний інструмент сегментації та первинної реконструкції. Подальше геометричне доопрацювання моделі рекомендується виконувати в SolidWorks або Fusion 360, залежно від вимог до параметризації та підготовки до виробництва. Для проведення інженерних розрахунків і оцінки міцності прототипу доцільно застосовувати ANSYS або SimSolid.

Таким чином, оптимальним підходом є комбіноване використання спеціалізованих програмних засобів, що дозволяє забезпечити повний цикл цифрового проєктування анатомічного прототипу — від обробки медичних зображень до інженерного аналізу.

## 2.2. САМ-системи для підготовки моделей до FDM-друку

Для підготовки тривимірних моделей до виготовлення методом FDM-друку застосовуються спеціалізовані програмні засоби — слайсери. Дані програми виконують перетворення тривимірної геометрії у послідовність шарів (slices) та формують керуючі команди у форматі G-коду, які використовуються для управління роботою 3D-принтера. Вибір конкретного слайсера залежить від низки факторів, серед яких основними є доступність і вартість програмного забезпечення, функціональні можливості та рівень досвіду користувача.

У сучасній практиці FDM-друку найбільш поширеними є такі програмні засоби: Ultimaker Cura, PrusaSlicer, Simplify3D, IdeaMaker, Repetier-Host, Bambu Studio та OrcaSlicer. Кожен із зазначених слайсерів має власні особливості та орієнтований на певні сценарії використання.

Ultimaker Cura (рис. 2.6) є безкоштовним слайсером з відкритим вихідним кодом, який широко застосовується як початківцями, так і досвідченими користувачами. Програма підтримує більшість сучасних FDM-принтерів та має інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, що дозволяє швидко виконувати базові налаштування друку.

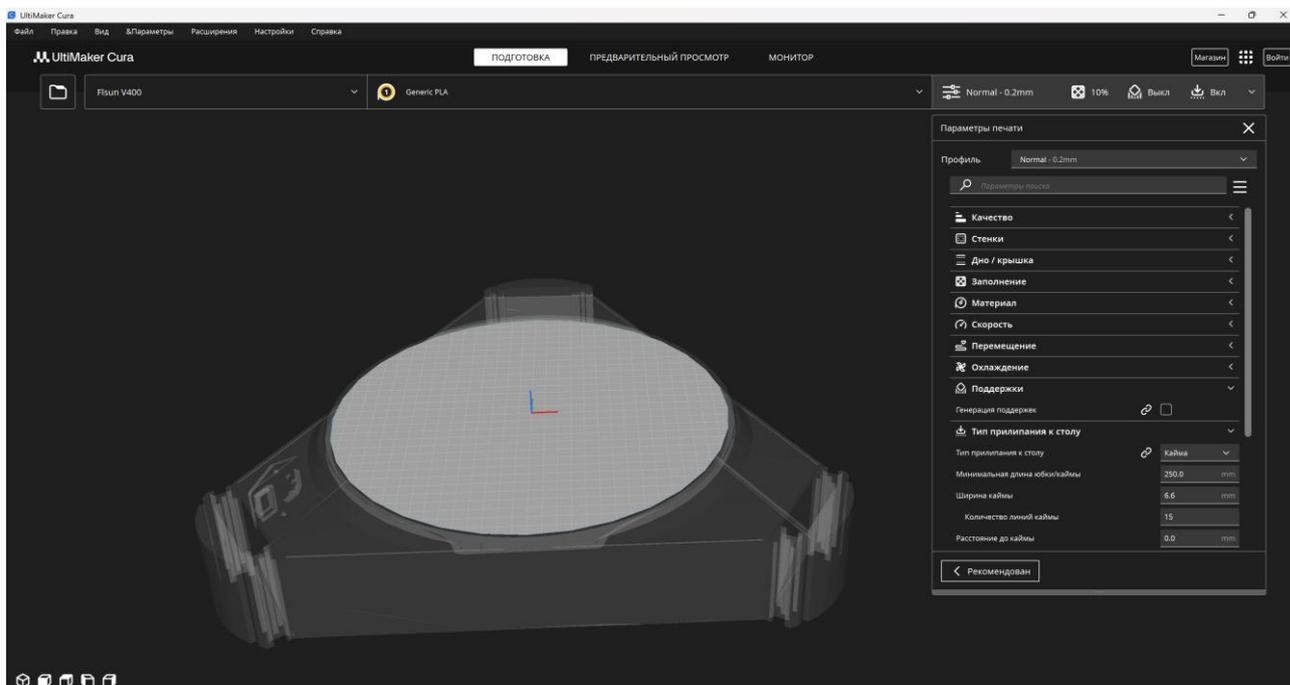


Рисунок 2.6 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі Ultimaker Cura

Переваги Ultimaker Cura: безкоштовне використання; зручний і наочний інтерфейс; підтримка широкого спектра 3D-принтерів; гнучке налаштування основних параметрів друку.

Недоліки Ultimaker Cura: обмежені можливості редагування 3D-моделей; зниження швидкодії при роботі з великими або складними моделями.

PrusaSlicer - це потужний слайсер, розроблений компанією Prusa Research (рис. 2.7), який, окрім фірмових принтерів, підтримує широкий спектр сторонніх пристроїв. Програма поєднує простоту використання з розширеними можливостями тонкого налаштування параметрів.

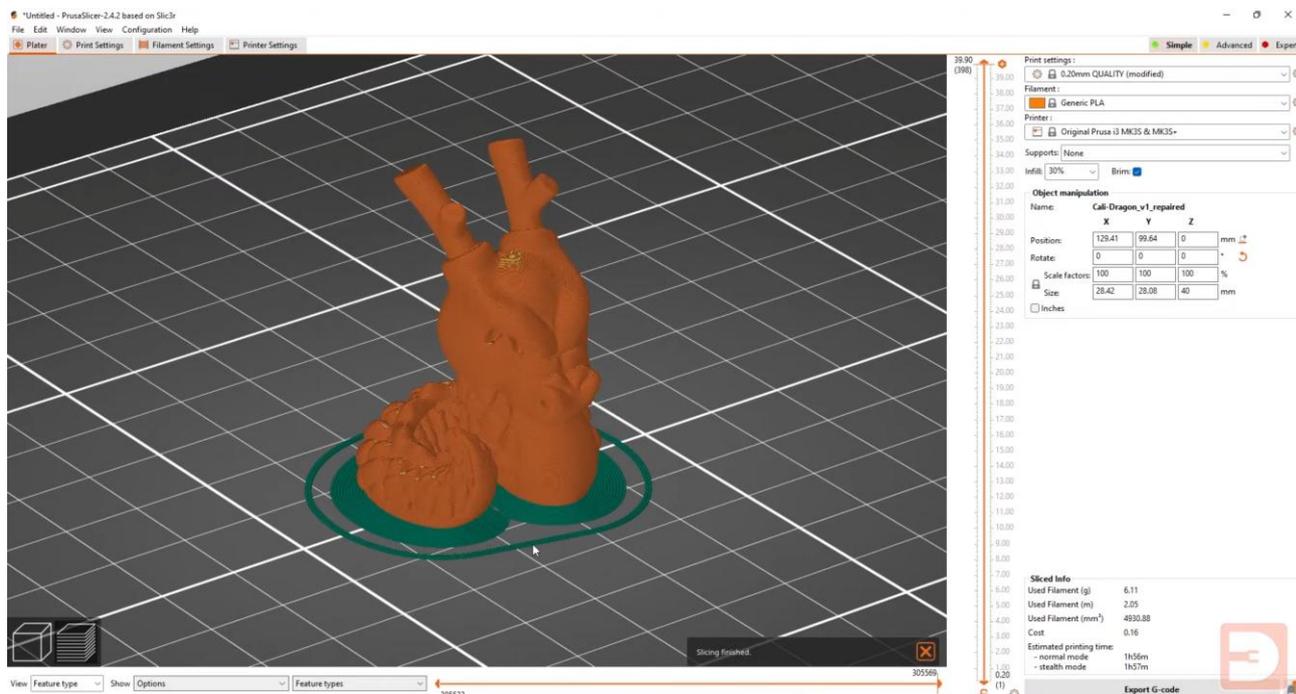


Рисунок 2.7 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі PrusaSlicer

Переваги PrusaSlicer: наявність перевірених профілів друку; підтримка багатоматеріального друку; зручні базові налаштування для початківців; розширені параметри для досвідчених користувачів.

Недоліки PrusaSlicer: менш інтуїтивний інтерфейс порівняно з Ultimaker Cura; орієнтація насамперед на екосистему Prusa.

Simplify3D (рис. 2.8) є комерційним програмним забезпеченням, яке позиціонується як професійний інструмент для FDM-друку. Програма відзначається високою точністю формування підтримок і швидкістю обробки складних моделей [10].

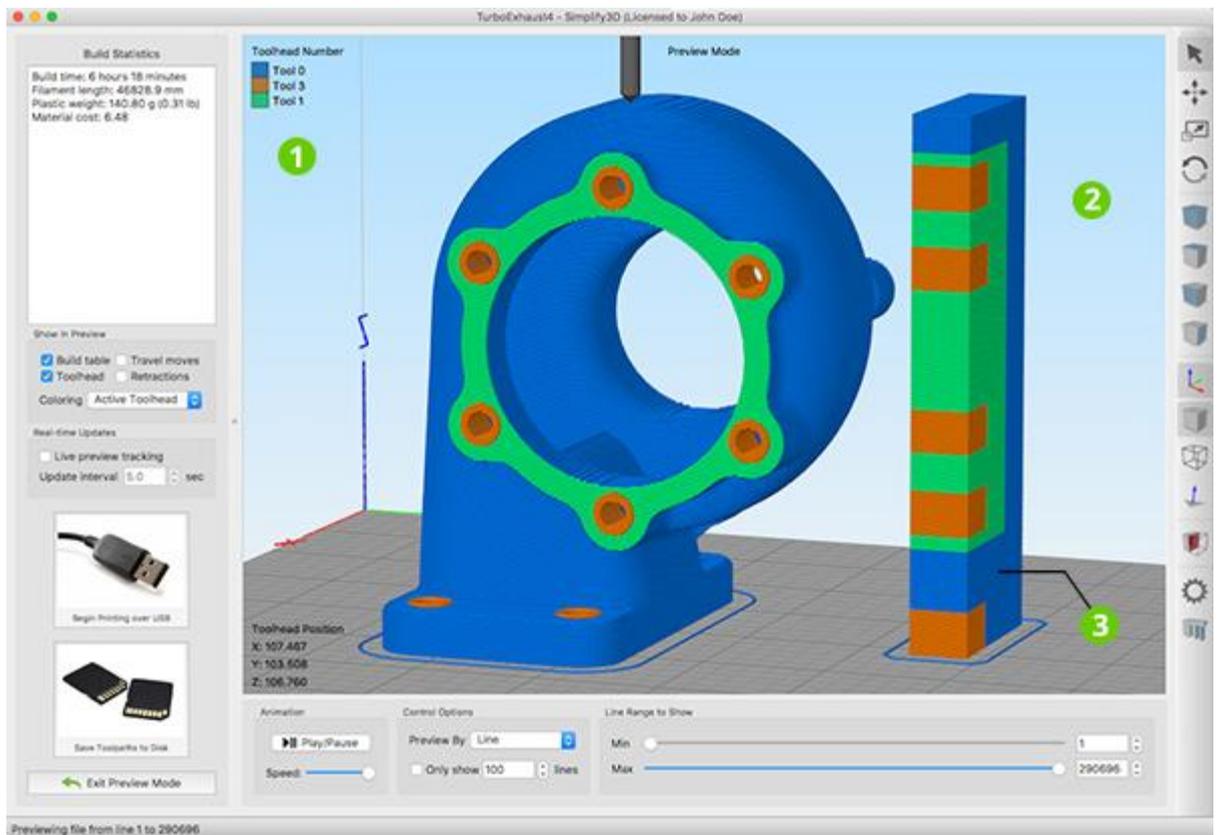


Рисунок 2.8 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі Simplify3D

Переваги Simplify3D: широкі можливості ручного налаштування; ефективна робота з підтримуючими структурами; висока швидкість генерації G-коду.

Недоліки Simplify3D: висока вартість ліцензії; нерегулярні оновлення програмного забезпечення.

IdeaMaker - це безкоштовний слайсер, розроблений компанією Raise3D (рис. 2.9), який підтримує широкий спектр FDM-принтерів. Програма поєднує інструменти підготовки до друку з можливостями базового редагування моделей [11].

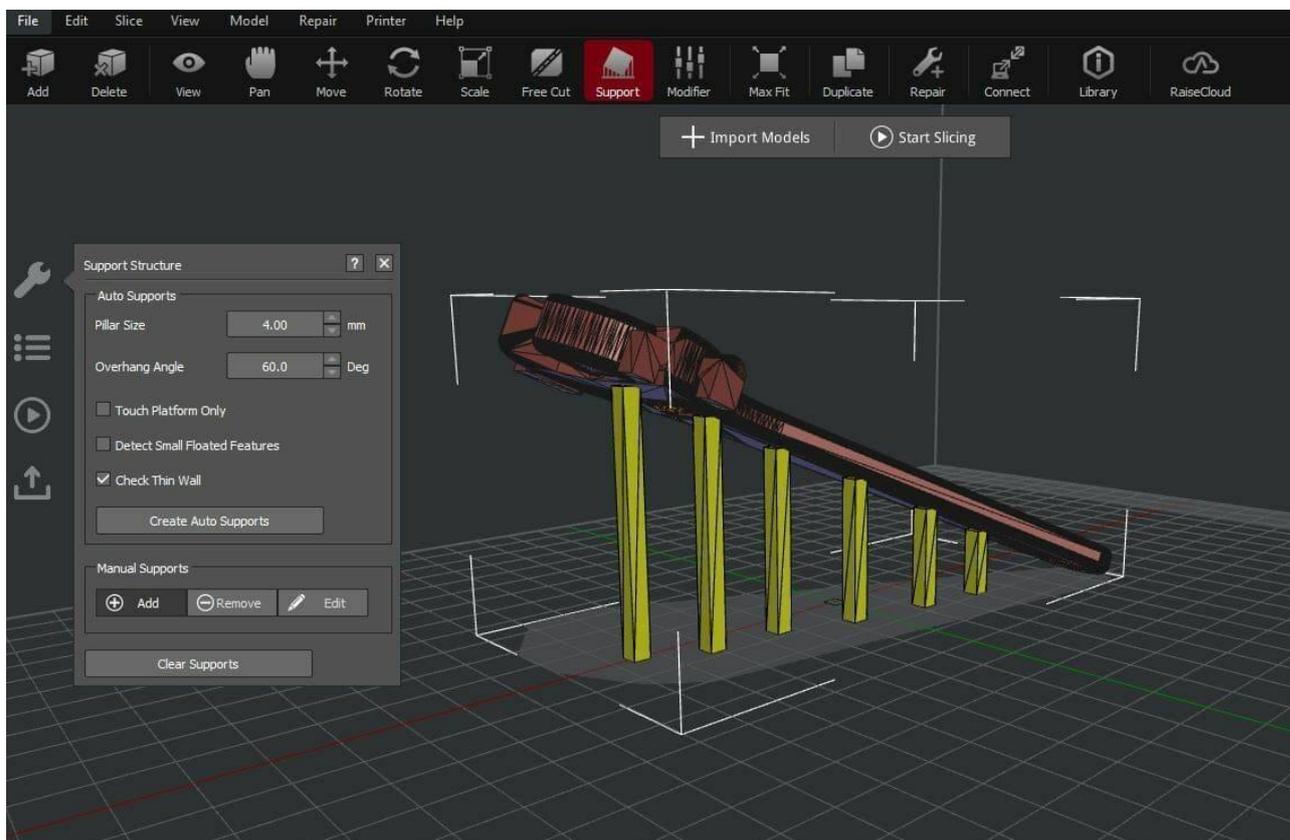


Рисунок 2.9 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі IdeaMaker

Переваги IdeaMaker: можливість редагування моделей безпосередньо у слайсері; інтуїтивний інтерфейс; гнучкі налаштування параметрів друку.

Недоліки IdeaMaker: обмежена сумісність із деякими сторонніми принтерами; менша поширеність у порівнянні з Cura або PrusaSlicer.

Repetier-Host (рис. 2.10) є універсальним програмним рішенням, яке поєднує функції підготовки моделей і безпосереднього керування 3D-принтером. Програма підтримує одночасну роботу з декількома пристроями та інтегрується з Repetier-Server [12].

Переваги Repetier-Host: керування процесом друку в режимі реального часу; підтримка великої кількості принтерів і форматів файлів; можливість віддаленого моніторингу.

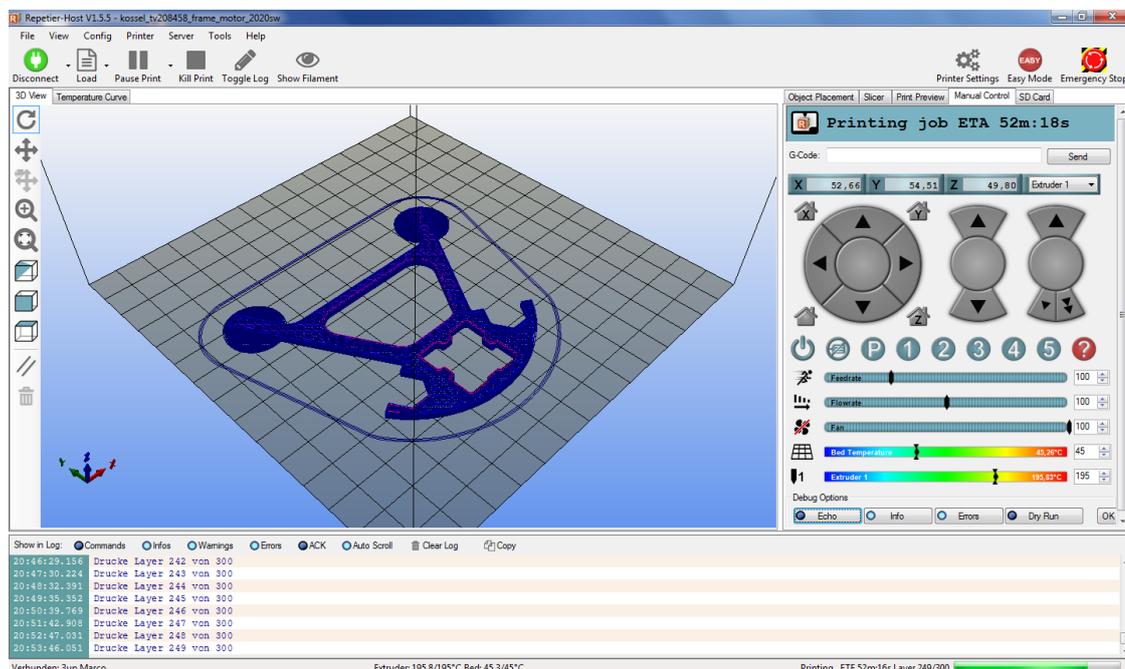


Рисунок 2.10 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі Repetier-Host

Недоліки Repetier-Host: менш інтуїтивний інтерфейс; обмежений функціонал у безкоштовній версії.

Bambu Studio - це сучасний слайсер, розроблений для 3D-принтерів компанії Bambu Lab, з підтримкою сторонніх FDM-пристроїв. Програма забезпечує автоматичну оптимізацію параметрів друку та підтримує багатокольорний друк (рис. 11).

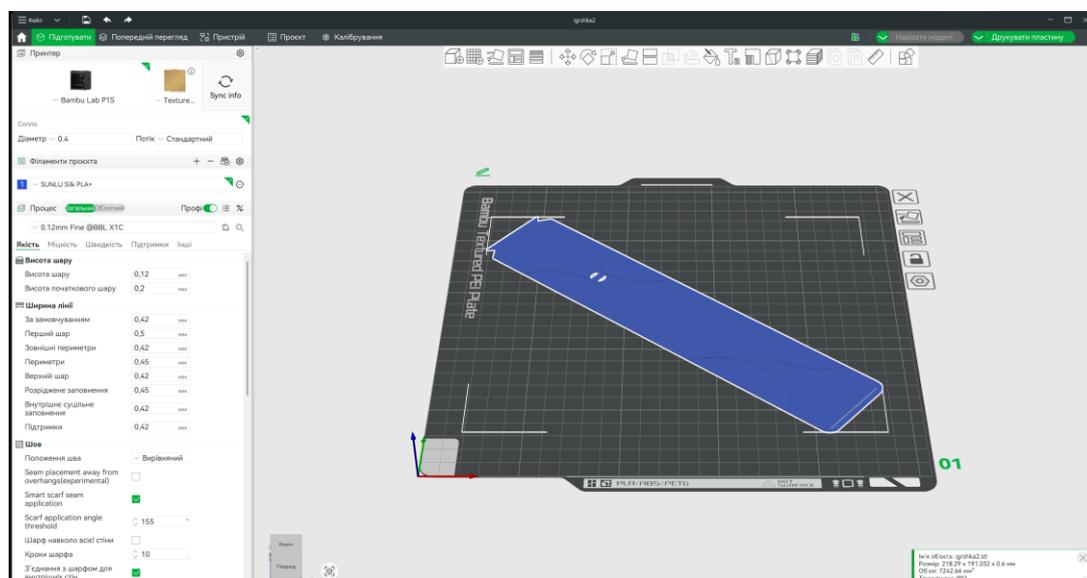


Рисунок 2.11 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі Bambu Studio

Переваги Bambu Studio: інтеграція з хмарними сервісами Bambu Lab; підтримка багатоколірного друку; автоматичне налаштування параметрів друку; сумісність з моделями з інших CAD-систем.

Недоліки Bambu Studio: оптимізація переважно під принтери Bambu Lab; обмежена універсальність для сторонніх пристроїв.

OrcaSlicer є модифікованою версією PrusaSlicer із розширеним функціоналом, орієнтованим на сучасні FDM-принтери. Програма забезпечує глибоке налаштування параметрів друку та підтримує широкий спектр матеріалів [15].

Приклад підготовки моделі до друку в середовищі OrcaSlicer наведено на рисунку 2.12.

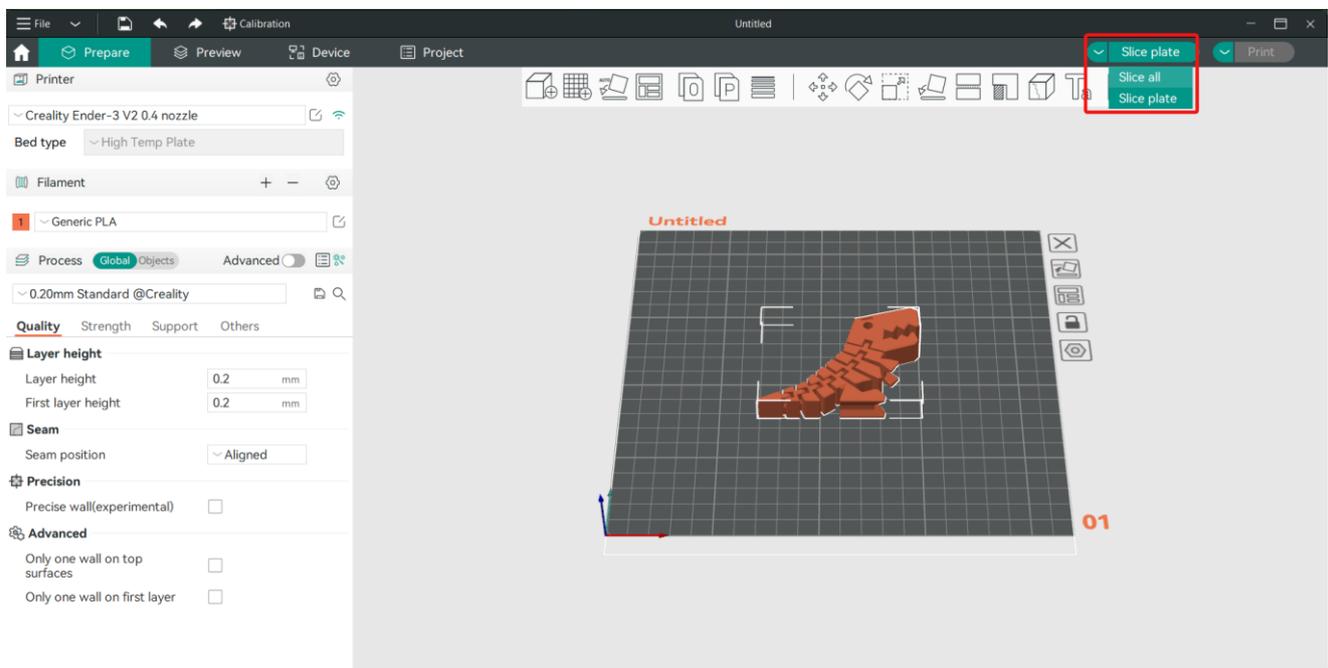


Рисунок 2.12 – Приклад роботи з деталлю в програмному середовищі OrcaSlicer

Переваги OrcaSlicer: розширені можливості налаштування для різних матеріалів і принтерів; покращена робота з підтримуючими структурами; відкритий вихідний код і можливість модифікації.

Недоліки OrcaSlicer: орієнтація на досвідчених користувачів; потреба в глибшому розумінні параметрів друку.

## Рекомендації щодо вибору FDM-слайсера

Вибір слайсера визначається складністю проєкту та вимогами до якості друку. Для базових і навчальних задач доцільно використовувати Ultimaker Cura або PrusaSlicer. Для складних професійних проєктів рекомендовано застосування Simplify3D або OrcaSlicer. У випадках, коли необхідне керування декількома принтерами та моніторинг процесу друку в реальному часі, доцільним є використання Repetier-Host.

Таким чином, САМ-системи для FDM-друку є ключовою ланкою між цифровою моделлю та фізичним прототипом і суттєво впливають на якість виготовлення анатомічних моделей.

### 2.3. Методика побудови тривимірної моделі кістки

Моделювання є процесом створення математичного, комп'ютерного або фізичного аналога реального об'єкта чи процесу з метою дослідження його властивостей, поведінки та взаємодії з навколишнім середовищем. Даний підхід широко використовується у випадках, коли проведення натурних експериментів є складним, дорогим або неможливим.

У контексті даної роботи моделювання фаланги пальця людини спрямоване на створення тривимірної моделі, яка з високою точністю відображає її анатомічні та функціональні характеристики. Отримана модель може бути використана для аналізу розподілу механічних навантажень, оцінювання деформацій і стійкості кісткової структури, а також для дослідження впливу травм або патологічних змін на її функціональність.

Моделі можуть класифікуватися за різними ознаками залежно від мети дослідження та рівня абстракції.

За ступенем відповідності реальному об'єкту розрізняють:

- аналогічні моделі, які відтворюють подібні властивості та закономірності поведінки реального об'єкта;
- асимптотичні моделі, що описують об'єкт або процес у граничних або спрощених умовах;

- квантифікаційні моделі, які використовують дискретні величини для опису реальних об'єктів і процесів.

За рівнем складності моделі поділяються на:

- прості моделі, які відображають лише основні характеристики об'єкта;
- складні моделі, що детально описують геометричні, фізичні та механічні властивості реального об'єкта.

Методи моделювання

Залежно від поставлених завдань у наукових дослідженнях застосовуються різні методи моделювання, серед яких найбільш поширеними є:

- математичне моделювання, що ґрунтується на описі об'єкта або процесу за допомогою систем рівнянь;
- фізичне моделювання, яке передбачає створення матеріальних аналогів реальних об'єктів;
- комп'ютерне моделювання, що використовує цифрові засоби для побудови моделей і проведення чисельних експериментів.

Для дослідження фаланги пальця людини найбільш доцільним є застосування комп'ютерного моделювання, оскільки воно дозволяє створювати високоточні тривимірні геометричні моделі та виконувати чисельні симуляції механічних процесів [16].

Методологія моделювання фаланги пальця людини. Процес моделювання фаланги пальця людини здійснюється за поетапною методикою, яка включає такі основні кроки.

Формулювання задачі. На початковому етапі визначається мета моделювання та коло задач, які необхідно вирішити. У даній роботі такими задачами є аналіз розподілу механічних навантажень, виявлення зон концентрації напружень і деформацій, а також оцінювання реакції фаланги на зовнішні впливи.

Вибір методу моделювання. На цьому етапі обґрунтовується вибір комп'ютерного моделювання як основного інструмента дослідження. Даний

підхід забезпечує можливість побудови точної тривимірної геометрії фаланги та проведення чисельних розрахунків її напружено-деформованого стану.

Збір вихідних даних. Для побудови моделі здійснюється збір необхідних даних, які включають геометричні параметри фаланги, механічні властивості кісткової тканини та характеристики навантажень, що виникають у процесі функціонування пальця. Джерелами таких даних є анатомічні атласи, результати клінічних досліджень і експериментальні дані, а також матеріали, отримані з медичних зображень.

Створення тривимірної моделі. На основі зібраних даних формується цифрова тривимірна модель фаланги пальця людини. Для цього використовуються спеціалізовані програмні засоби, зокрема 3D Slicer для сегментації томографічних даних і SolidWorks або Fusion 360 для геометричного доопрацювання та параметризації моделі.

Проведення розрахунків. На даному етапі виконується чисельна симуляція механічних процесів, що відбуваються у фаланзі під дією зовнішніх навантажень. Для цього застосовуються методи чисельного аналізу, зокрема метод кінцевих елементів (FEM), який дозволяє визначити напружено-деформований стан кісткової структури [17].

Аналіз результатів. Отримані результати моделювання підлягають аналізу з метою вирішення поставлених задач. Оцінюється розподіл напружень і деформацій, визначаються критичні зони, а також прогнозується поведінка та довговічність фаланги за заданих умов експлуатації.

#### 2.4. Послідовність процедур цифрової реконструкції кісткової тканини

Цифрова реконструкція кісткової тканини фаланги пальця людини є багатоступеневим процесом, який передбачає послідовне виконання ряду взаємопов'язаних етапів. Дотримання чіткої методології забезпечує коректність побудови моделі, достовірність результатів чисельних розрахунків та можливість подальшого практичного використання отриманих даних.

На першому етапі визначається проблема, яка має бути розв'язана за допомогою моделювання, а також формулюються конкретні цілі дослідження. У випадку фаланги пальця людини це може бути аналіз її механічної поведінки, визначення зон концентрації напружень або оцінювання впливу зовнішніх навантажень на функціональний стан кістки.

Для коректної постановки задачі необхідно визначити основні фактори, що впливають на функціонування фаланги, зокрема механічні властивості кісткової тканини, характер навантажень, що виникають під час рухів пальця, а також особливості кінематики суглобових з'єднань.

Наступним етапом є вибір найбільш доцільного методу моделювання. Для аналізу кісткових структур фаланги пальця людини оптимальним є застосування комп'ютерного моделювання, яке дозволяє з високою точністю відтворити анатомічну геометрію об'єкта та дослідити його механічну поведінку за різних умов експлуатації.

Комп'ютерне моделювання надає можливість виконувати чисельні експерименти, які є складними або неможливими для реалізації в умовах натурального експерименту, зокрема моделювати вплив екстремальних навантажень або патологічних змін.

На третьому етапі здійснюється збір вихідних даних, необхідних для побудови моделі фаланги. До таких даних належать:

- результати комп'ютерної томографії, що забезпечують точне відображення анатомічної структури кістки;
- геометричні параметри фаланги, отримані з КТ-зображень або анатомічних атласів;
- фізико-механічні властивості кісткової тканини, зокрема модуль пружності та межа міцності;
- характеристики статичних і динамічних навантажень, які діють на фалангу під час виконання різних рухів.

Джерелами вихідних даних є медичні зображення (КТ або МРТ), анатомічні атласи, результати клінічних та експериментальних досліджень.

Якість і достовірність зібраних даних безпосередньо впливають на точність створюваної моделі.

На четвертому етапі формується тривимірна геометрична модель фаланги пальця людини. Модель може створюватися шляхом сегментації медичних зображень або шляхом параметричного моделювання на основі зібраних геометричних даних. Для цього застосовується спеціалізоване програмне забезпечення, яке підтримує роботу з медичними форматами та інженерними моделями [18].

П'ятий етап передбачає задання фізичних і механічних властивостей матеріалів, що описують кісткову тканину фаланги. До основних параметрів належать модуль Юнга, модуль зсуву, коефіцієнт Пуассона та коефіцієнт тертя. Значення цих параметрів визначаються на основі довідкових даних, технічної документації або результатів експериментальних досліджень.

На шостому етапі визначаються навантаження та граничні умови, які діють на модель фаланги. До них належать сили, що виникають під час рухів пальця, а також контактний тиск, який діє на дистальну частину фаланги під час маніпуляцій. Дані щодо навантажень отримуються з анатомічних атласів, клінічних спостережень та експериментальних досліджень.

На сьомому етапі виконується чисельний розрахунок моделі, який передбачає розв'язання системи рівнянь, що описують механічну поведінку фаланги під заданими умовами. Для цього застосовуються програмні комплекси інженерного аналізу, зокрема ANSYS, Abaqus або COMSOL Multiphysics, які реалізують метод кінцевих елементів.

На заключному етапі проводиться аналіз результатів моделювання. Оцінюється розподіл напружень і деформацій, визначаються критичні зони та робляться висновки щодо міцності й функціональної надійності фаланги. Отримані результати можуть бути використані для оптимізації геометрії кісткової моделі, вибору матеріалів або удосконалення методів адитивного виготовлення.

Процес створення цифрової моделі фаланги повинен ґрунтуватися на таких принципах:

- точність, яка забезпечується використанням достовірних даних і сучасних програмних засобів;
- доступність, що передбачає зрозумілу структуру моделі та можливість її використання користувачами з різним рівнем підготовки;
- ефективність, яка досягається оптимізацією процесу моделювання та застосуванням стандартних алгоритмів і методик.

Таким чином, послідовне виконання наведених процедур забезпечує створення достовірної та функціонально придатної тривимірної моделі кісткової тканини фаланги пальця людини, що є основою для подальшого аналізу та практичної реалізації результатів дослідження [19].

## Висновки до розділу 2

У другому розділі магістерської кваліфікаційної роботи сформовано методологічну та матеріальну основу для реалізації процесу модельної реконструкції кістки фаланги пальця людини на основі медичних зображень. Розглянуто та обґрунтовано вибір програмних засобів, методів моделювання і послідовності виконання основних етапів цифрової реконструкції.

У пункті 2.1 проаналізовано програмні засоби CAD, які застосовуються для моделювання анатомічних об'єктів. Визначено, що для задач реконструкції кісткових структур доцільним є комбіноване використання спеціалізованого програмного забезпечення. Показано, що 3D Slicer є ефективним інструментом для сегментації медичних зображень і створення первинної геометрії, тоді як CAD-системи, такі як SolidWorks і Fusion 360, забезпечують можливість геометричного доопрацювання моделей та їх параметризації. Для проведення інженерного аналізу та оцінки міцності прототипів обґрунтовано застосування програмних комплексів ANSYS і SimSolid.

У пункті 2.2 розглянуто САМ-системи для підготовки моделей до FDM-друку. Проаналізовано основні програмні слайсери, визначено їхні переваги та

обмеження, а також встановлено, що вибір слайсера істотно впливає на якість виготовлення фізичного прототипу. Показано, що сучасні слайсери забезпечують гнучке налаштування параметрів друку, оптимізацію підтримуючих структур і формування коректного G-коду для FDM-принтерів.

У пункті 2.3 розглянуто методику побудови тривимірної моделі кістки, визначено основні типи та методи моделювання, а також обґрунтовано доцільність застосування комп'ютерного моделювання для дослідження фаланги пальця людини. Сформульовано загальний підхід до створення цифрової моделі, який дозволяє аналізувати механічну поведінку кісткової структури за різних умов навантаження.

У пункті 2.4 детально описано послідовність процедур цифрової реконструкції кісткової тканини, починаючи з формулювання задачі та збору вихідних даних і завершуючи чисельними розрахунками та аналізом результатів. Визначено ключові принципи побудови моделі — точність, доступність та ефективність, дотримання яких забезпечує достовірність і практичну цінність отриманих результатів.

Таким чином, у розділі 2 сформовано цілісну методологічну базу для подальшого виконання практичної частини роботи. Отримані положення та обґрунтовані підходи створюють основу для реалізації процесу моделювання, аналізу та виготовлення прототипу кістки фаланги пальця людини, що буде розглянуто у наступному розділі.

### 3 МОДЕЛЮВАННЯ ТА АНАЛІЗ ПРОТОТИПУ КІСТКИ ФАЛАНГИ

#### 3.1. Побудова тривимірної моделі кістки та аналіз напружено-деформованого стану

Метою даного підрозділу є дослідження та аналіз напружено-деформованого стану кортикальної кістки фаланг пальців руки людини з урахуванням геометричних особливостей та характеру прикладених навантажень. Основна увага зосереджується на вивченні механічної поведінки фаланги за умов квазістатичного розтягу та стиску, визначенні розподілу напружень і переміщень, а також оцінюванні функціональних можливостей пальців у межах біомеханічної моделі.

Для досягнення поставленої мети у роботі застосовано сучасні методи чисельного аналізу, зокрема скінченно-елементне моделювання з використанням програмного комплексу ANSYS Workbench. Вихідними даними для побудови моделі стали геометричні параметри фаланг пальців руки, їхня внутрішня структура та фізико-механічні властивості кісткової тканини, зібрані з літературних джерел і результатів попередніх досліджень. На основі цих даних сформовано уточнені CAD-моделі, які в подальшому можуть бути розширені з урахуванням хрящових поверхонь, м'яких тканин, м'язів і шкіри за різних сценаріїв навантаження.

Дослідження біомеханіки пальців руки має важливе прикладне значення. З одного боку, такі моделі сприяють розробці ефективних рішень для реабілітації та протезування осіб із порушеннями функцій верхніх кінцівок. З іншого боку, аналіз біомеханічних систем типу «рука» є основою для коректного вибору матеріалів і конструктивних рішень при створенні роботизованих маніпуляторів і біоінспірованих пристроїв.

З огляду на це у межах даної роботи було виконано аналіз вітчизняних і зарубіжних наукових публікацій, присвячених чисельному моделюванню фаланг пальців руки, протезів і роботизованих аналогів. Аналіз літератури дозволив

виявити основні підходи до постановки задачі, вибору геометричних моделей, матеріалів і методів розрахунку.

У ряді робіт для аналізу складної геометрії пальців руки застосовувалися тетрадральні скінченні елементи другого порядку, зокрема SOLID187 з десятима вузлами. Такий вибір обґрунтований здатністю цих елементів коректно описувати криволінійні поверхні та забезпечувати високу точність розрахунків для біологічних об'єктів складної форми. Аналіз чутливості сітки зазвичай проводився у модулі *Static Structural* з подальшим згущенням сітки до досягнення збіжності результатів. У деяких дослідженнях остаточно сітка містила понад 250 тис. вузлів і 150 тис. елементів, що забезпечувало прийнятний компроміс між точністю та обчислювальними витратами.

Окремі публікації присвячені моделюванню протезів і штучних пальців, виготовлених із полімерних матеріалів, таких як оргскло, нейлон і нейлон-66. У цих роботах навантаження прикладалися до дистальної фаланги, а результати чисельних симуляцій використовувалися для порівняння несучої здатності різних матеріалів. Також відомі дослідження, у яких виконано експериментально-чисельний аналіз «м'яких» пальців, виготовлених із неопрену, силіконів та фтореластомерів, із подальшим порівнянням результатів експериментів і розрахунків методом кінцевих елементів.

Значна кількість робіт присвячена моделюванню імплантатів міжфалангових суглобів, зокрема з титанових сплавів типу Ti-6Al-4V. У таких дослідженнях використовувалися дані комп'ютерної томографії умовно здорових пальців для побудови тривимірних моделей з подальшим додаванням механізмів суглобів і виконанням скінченно-елементного аналізу. Аналогічні підходи застосовувалися і для вивчення дегенеративних змін губчастої кістки з метою оптимізації геометрії та розмірів імплантатів.

Окремий напрям досліджень пов'язаний зі створенням роботизованих і біоінспірованих пальців та екзоскелетів, здатних відтворювати рухи людських фаланг. У таких роботах використовувалися як жорсткі, так і гнучкі матеріали, а чисельне моделювання поєднувалося з експериментальними вимірюваннями сил

захоплення, контактного тиску та деформацій. Часто застосовувалися методи оптимізації, зокрема генетичні алгоритми, для зменшення напружень у зонах згину та підвищення довговічності конструкцій.

Аналіз літературних джерел свідчить, що дослідження напружено-деформованого стану фаланг пальців руки є актуальним науковим напрямом. Більшість робіт виконано із застосуванням методу кінцевих елементів, при цьому механічні властивості матеріалів зазвичай визначаються на основі експериментальних даних. Разом із тим, значна частина моделей є спрощеними та не враховує повною мірою індивідуальні анатомічні особливості, що обґрунтовує доцільність подальших досліджень у напрямі модельної реконструкції кісткових структур на основі медичних зображень.

### 3.2. Методологія чисельного дослідження напружено-деформованого стану фаланги пальця

У межах даного дослідження геометрія фаланги пальця руки була створена на основі результатів комп'ютерної томографії з використанням програмного забезпечення SolidWorks. При побудові розрахункової моделі враховувалася особливість будови кісткової тканини, а саме суттєва різниця в жорсткості між кортикальною та губчастою частинами кістки.

Оскільки губчаста тканина, розташована у внутрішній частині фаланги, є значно більш податливою, у розрахункову модель було включено лише кортикальну частину кістки. Товщина кортикального шару задавалася в межах 0,5–1,2 мм для кожної фаланги відповідно до даних літературного джерела [13]. Мала товщина кортикального шару дозволила застосувати двовимірні скінченно-елементні моделі, що суттєво зменшило обчислювальні витрати та час розрахунку без істотної втрати точності результатів.

Як граничні умови було прийнято: осьове стискальне навантаження величиною 100 Н, прикладене до кожної фаланги; жорстке зацмлення у зоні з'єднання фаланги з сусідньою фалангою.

Схема прикладання граничних умов наведена на рисунку 3.15.

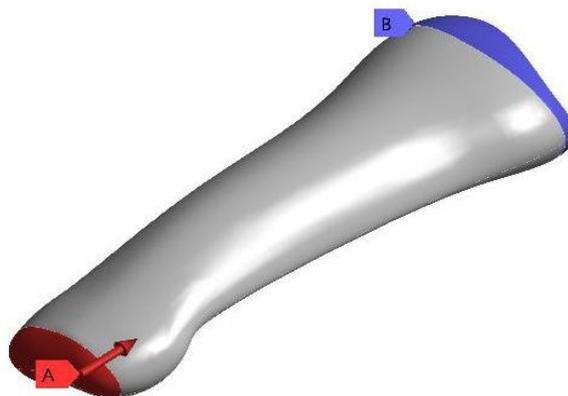


Рисунок 3.15 – Граничні умови, прикладені до моделі фаланги (Phalanx media, P2D3)

При побудові скінченно-елементної моделі консервативно було прийнято мінімальне значення товщини кортикального шару для всієї геометрії. Такий підхід дозволяє отримати оцінку напружено-деформованого стану з боку найменш сприятливих умов.

Для дискретизації моделі використовувалася двовимірна скінченно-елементна сітка. Основні характеристики сітки для фаланги Phalanx media (P2D3) наведені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Характеристики скінченно-елементної моделі фаланги пальця

Параметр	Значення
Товщина кортикального шару	1 мм
Кількість вузлів	31 779
Кількість елементів	31 777
Skewness	$6,42 \cdot 10^{-2}$
Orthogonal quality	0,99

Скінченно-елементні моделі фаланг наведені на рисунку 3.16.

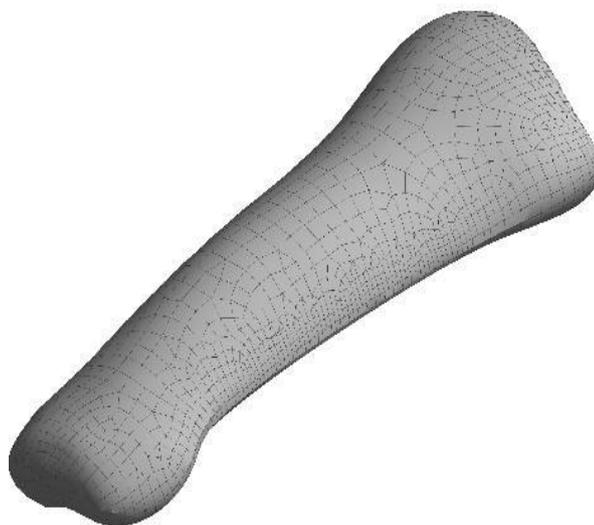


Рисунок 3.16 – Скінченно-елементні моделі фаланг пальця

Для забезпечення збіжності результатів було проведено аналіз чутливості до згущення сітки. Подальше зменшення розміру елементів не призводило до суттєвої зміни результатів, що свідчить про коректність обраної сітки.

Механічні характеристики кортикальної кісткової тканини були прийняті за експериментальними даними, наведеними у джерелі [14]. Основні параметри матеріалу подані в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Механічні характеристики кортикальної частини кістки

Параметр	Значення
Модуль Юнга, E	17 500 МПа
Коефіцієнт Пуассона	0,3
Об'ємний модуль	14 583,33 МПа
Модуль зсуву	6 730,77 МПа

Після створення геометричної моделі та задання граничних умов було проведено чисельний аналіз напружено-деформованого стану фаланги Phalanx media (P2D3). Для ідентифікації фаланг використано індексацію, прийняту в анатомічних атласах, де D відповідає номеру пальця, а P - номеру фаланги.

Основні результати розрахунків наведені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Результати розрахунку напружено-деформованого стану фаланги

Параметр	Phalanx media
Осьові переміщення	0,0065 мм
Напруження за Мізесом	4,02 МПа
Осьові напруження	4,11 МПа

Розподіли переміщень і напружень за Мізесом для фаланги Phalanx media (P2D3) наведені на рисунку 3.17, а розподіли осьових напружень і деформацій - на рисунку 3.18.

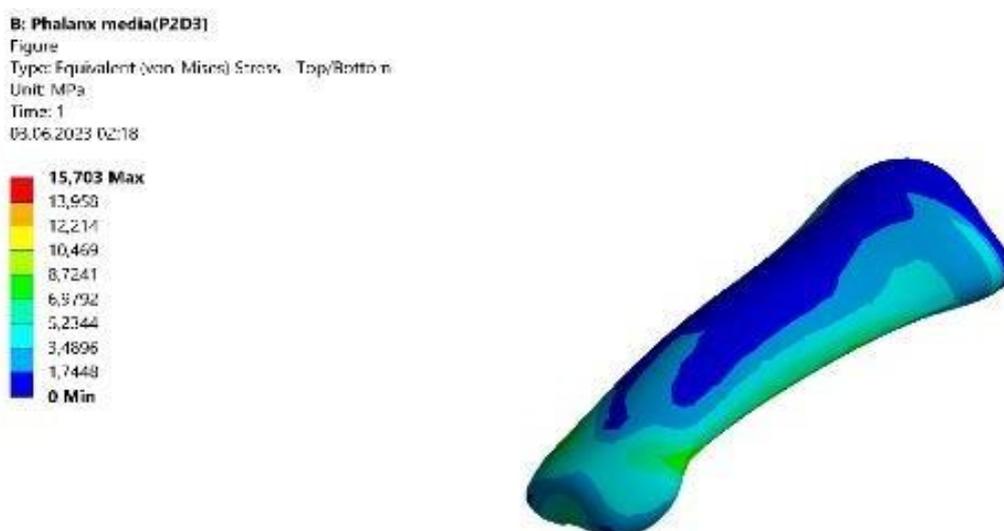


Рисунок 3.17 – Поля переміщень та напружень за Мізесом для Phalanx media (P2D3)

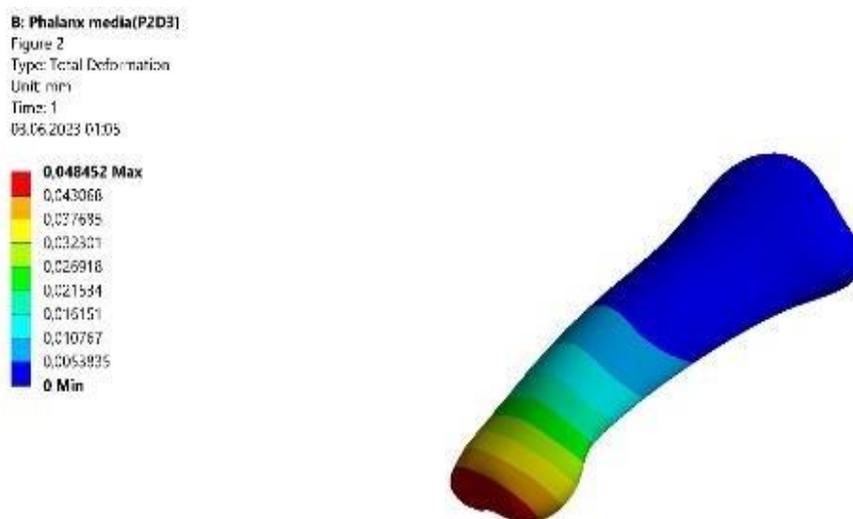


Рисунок 3.18 – Осьові напруження та осьові деформації для Phalanx media (P2D3)

Аналіз отриманих результатів показав, що переміщення мають переважно осьовий характер, що відповідає заданій схемі навантаження. Максимальні напруження зосереджуються в зонах геометричних перегинів фаланги, що є типовим для кісткових структур складної форми. При цьому крайові ефекти відсутні, що свідчить про коректність задання граничних умов і адекватність побудованої моделі.

Таким чином, результати чисельного аналізу підтверджують працездатність запропонованої методики та можливість її подальшого використання для розширених моделей, зокрема з урахуванням м'яких тканин, суглобових хрящів і більш складних сценаріїв навантаження.

### Висновки до розділу 3

У третьому розділі магістерської кваліфікаційної роботи виконано моделювання та чисельний аналіз прототипу кістки фаланги пальця руки людини з метою дослідження її напружено-деформованого стану за умов осьового стискального навантаження. Основну увагу зосереджено на аналізі кортикальної частини кістки як елемента, що визначає її механічну міцність і функціональну надійність.

У пункті 3.1 проведено аналіз сучасних вітчизняних і зарубіжних наукових досліджень, присвячених біомеханічному моделюванню фаланг пальців руки, протезів і біоінспірованих механічних систем. Встановлено, що метод кінцевих елементів є основним інструментом для дослідження напружено-деформованого стану кісткових структур, а також підтверджено доцільність використання тетраедральних і двовимірних скінченних елементів для аналізу об'єктів складної анатомічної форми.

У пункті 3.2 розроблено скінченно-елементну модель фаланги пальця руки на основі геометрії, отриманої з результатів комп'ютерної томографії. Для зменшення обчислювальних витрат у розрахункову модель включено лише кортикальну частину кістки з товщиною шару в межах 0,5–1,2 мм. Задано

граничні умови у вигляді осьового стискального навантаження величиною 100 Н та жорсткого заземлення в зоні з'єднання фаланги з сусідньою кісткою.

За результатами чисельного аналізу визначено величини осьових переміщень і напружень у фаланзі Phalanx media, які не перевищують допустимі значення для кортикальної кісткової тканини. Встановлено, що максимальні напруження локалізуються в зонах геометричних перегинів фаланги, тоді як крайові ефекти відсутні, що свідчить про коректність задання граничних умов і адекватність побудованої скінченно-елементної моделі. Проведений аналіз збіжності сітки підтвердив стабільність і достовірність отриманих результатів.

Таким чином, результати третього розділу підтверджують можливість застосування запропонованої методики чисельного моделювання для аналізу механічної поведінки кісток фаланг пальців руки. Отримані дані створюють підґрунтя для подальшого виготовлення фізичного прототипу кістки методом FDM-друку та оцінювання його відповідності геометричним і механічним характеристикам реального анатомічного об'єкта, що буде розглянуто у наступному розділі роботи.

#### 4 ВИГОТОВЛЕННЯ ФІЗИЧНОГО ПРОТОТИПУ КІСТКИ ФАЛАНГИ МЕТОДОМ FDM-ДРУКУ

Спираючись на результати чисельного аналізу та модельної реконструкції, було прийнято рішення відтворити отриману геометрію фаланги пальця руки у масштабі 1:1 з використанням технології FDM-друку. Як матеріал для виготовлення прототипу обрано PET-G пластик, що забезпечує достатню механічну міцність, стабільність геометрії та хорошу міжшарову адгезію. Метою виготовлення фізичного прототипу є подальший аналіз якості поверхні, наявності візуальних дефектів і відповідності геометричних параметрів розрахунковій моделі.

Для підготовки моделі до друку використано програмне забезпечення OrcaSlicer, а процес виготовлення здійснювався на FDM 3D-принтері BambuLab A1 Mini.

Калібрування температури екструзії є ключовим етапом підготовки до FDM-друку, оскільки саме цей параметр суттєво впливає на якість поверхні, адгезію між шарами та механічні властивості готового виробу. Процес калібрування полягає у визначенні оптимальної температури екструзії для конкретного типу пластику з урахуванням рекомендацій виробника та реальних умов друку.

Для матеріалів типу PLA типовий діапазон температур екструзії становить 190–230 °C, для ABS - 230–260 °C, тоді як для PET-G - 220–250 °C. Основним методом калібрування температури було використання тестового зразка у вигляді температурної вежі, яка друкується з поетапною зміною температури екструзії.

Процес калібрування включав: генерацію керованих команд G-code з поетапною зміною температури; друк тестового зразка; аналіз якості поверхні, міжшарової адгезії, наявності ниток та підтьоків.

Результати калібрування температури екструзії наведено на рисунку 4.1.

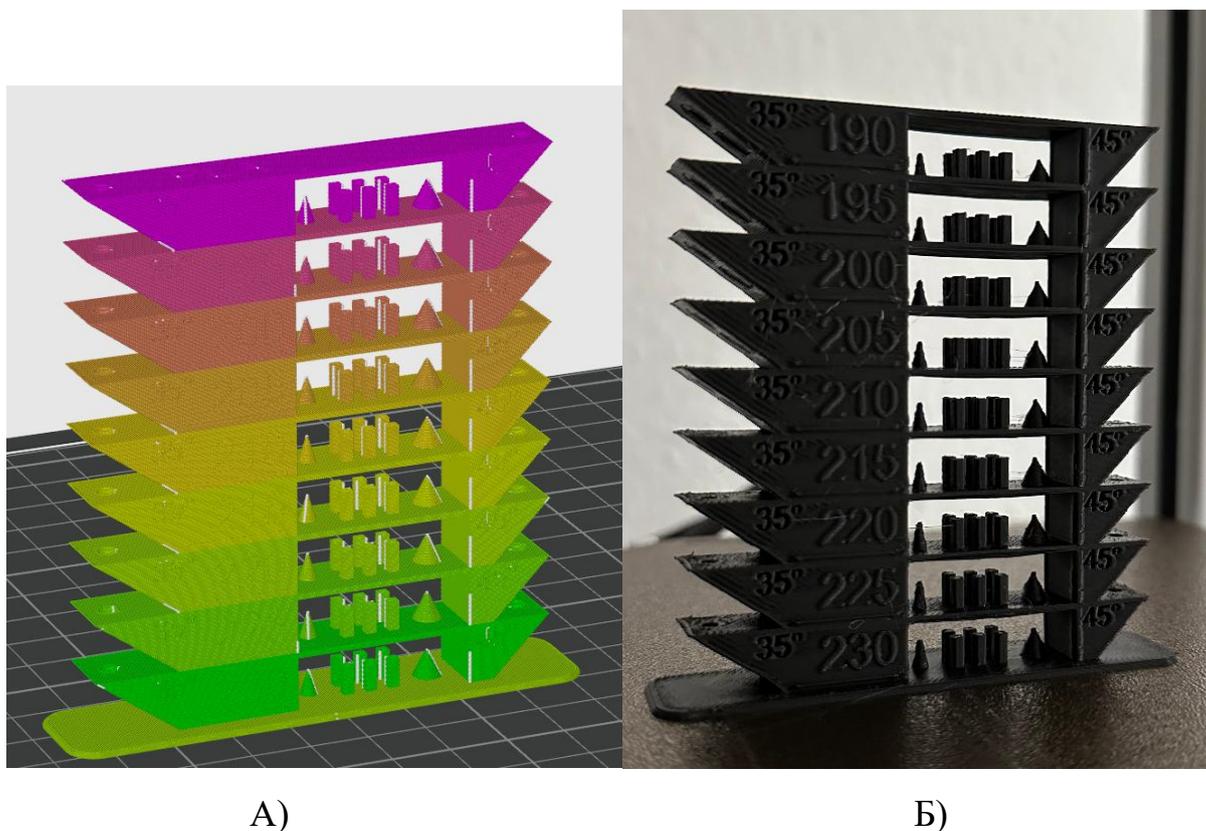


Рисунок 4.1 – Калібрування температури друку: а) формування керованих команд G-code; б) результат друку температурної вежі

Отримані результати дозволили визначити оптимальну температуру друку, яка забезпечує найкраще співвідношення між якістю поверхні та механічною міцністю виробу.

З урахуванням того, що за результатами чисельного аналізу середня товщина кортикального шару кістки становить близько 1 мм, для друку було обрано сопло діаметром 0,2 мм та висоту шару 0,06 мм. Такий вибір параметрів дозволяє досягти високої геометричної точності та адекватно відтворити тонкостінну структуру кістки.

Орієнтація моделі на робочій платформі підбиралася з урахуванням: забезпечення максимальної механічної міцності; мінімізації кількості підтримок; компенсації недоліків FDM-технології, пов'язаних із нависаннями та міжшаровою анізотропією.

Для друку пустотілої деталі було виконано додаткові тести нависань і налаштування режимів обдуву, що дозволило уникнути дефектів усередині

моделі та зберегти її механічну цілісність. Геометрія кістки дала змогу виконати друк без внутрішнього заповнення шляхом вертикальної орієнтації деталі на робочому столі.

Для підвищення якості друку було виконано попередню калібровку ряду додаткових параметрів, зокрема:

- Scarf Seams - для зменшення видимості шва;
- Pressure Advance - для стабілізації подачі матеріалу;
- калібрування потоку - для точного дозування філаменту;
- Input Shaping - для зменшення вібрацій.

Результати попередньої калібровки наведено на рисунку 4.2.

Після завершення налаштувань сформований G-code (наведений у Додатку А) було завантажено до принтера та запущено процес друку.

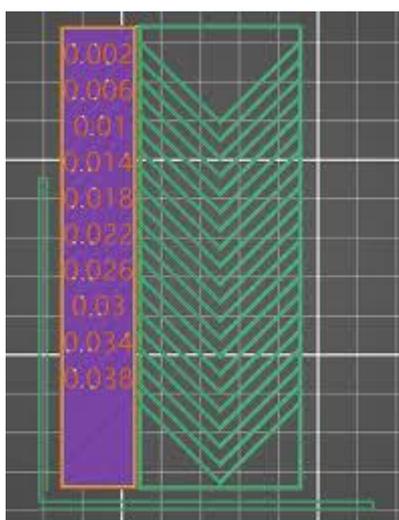
Для виготовлення прототипу використано Prusament PET-G, механічні характеристики якого наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Механічні властивості PET-G пластику

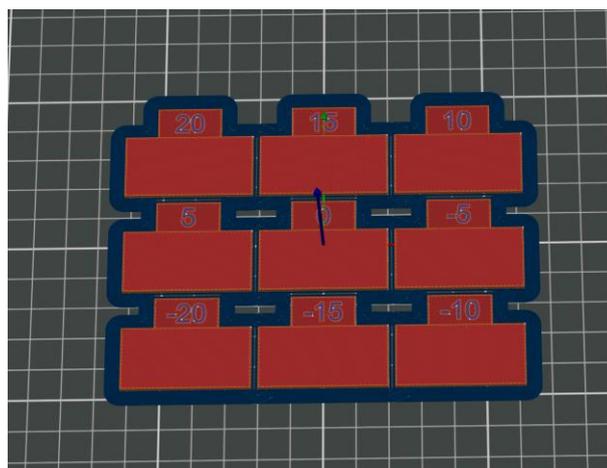
Параметр	Горизонтальний напрям	Вертикальний напрям	Метод
Міцність при розтягу, МПа	47 ± 2	50 ± 1	ISO 527-1
Модуль пружності, ГПа	1,5 ± 0,1	1,6 ± 0,1	ISO 527-1
Подовження при текучості, %	5,1 ± 0,1	5,1 ± 0,1	ISO 527-1
Міцність при згині, МПа	66 ± 2	70 ± 1	ISO 178
Модуль при згині, ГПа	1,7 ± 0,1	1,6 ± 0,1	ISO 178



А)



Б)



В)

Рисунок 4.2 – Попередня калібровка режимів друку: а) порівняння стандартного та налаштованого режиму Scarf Seams; б) налаштування Pressure Advance; в) калібрування швидкості потоку

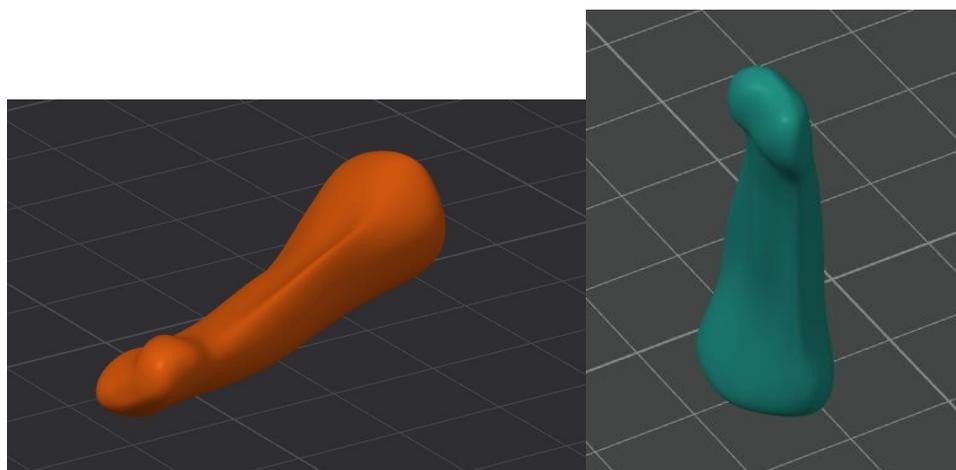


Рисунок 4.3 – Попередня калібровка режимів друку

Після завершення друку було отримано фізичний прототип фаланги пальця, який відповідає геометричним параметрам розрахункової моделі та не містить критичних візуальних дефектів. Загальний вигляд виготовлених прототипів наведено на рисунку 4.4.



Рисунок 4.4 – Отриманий прототип, виготовлений методом FDM: а) класичний метод друку; б) пустотіла модель

Застосування програмного забезпечення OrcaSlicer у поєднанні з попереднім калібруванням режимів друку дозволило досягти високої точності нанесення шарів, стабільності геометрії та задовільних механічних характеристик виробу.

#### Висновки до розділу 4

У четвертому розділі магістерської кваліфікаційної роботи виконано виготовлення фізичного прототипу кістки фаланги пальця руки людини методом адитивного виробництва з використанням технології FDM-друку. Виготовлення

прототипу здійснювалося на основі цифрової моделі, отриманої в результаті модельної реконструкції та чисельного аналізу напружено-деформованого стану.

На підставі результатів попередніх досліджень було обрано масштаб виготовлення 1:1 та матеріал PET-G, який характеризується достатньою механічною міцністю, стабільністю геометрії та хорошою міжшаровою адгезією. Для підготовки моделі до друку застосовано програмне забезпечення OrcaSlicer, а процес виготовлення реалізовано на FDM 3D-принтері BambuLab A1 Mini.

У процесі підготовки до друку проведено комплексну калібровку параметрів екструзії, зокрема температури друку, швидкості подачі матеріалу, режимів охолодження та додаткових функцій керування рухом. Використання тестових зразків дозволило визначити оптимальні параметри, які забезпечують високу якість поверхні, мінімізацію дефектів і стабільні механічні властивості готового виробу.

З урахуванням геометричних особливостей кортикального шару кістки було обрано сопло малого діаметра та зменшену товщину шару, що дало змогу точно відтворити тонкостінну структуру фаланги. Оптимізація орієнтації моделі на робочій платформі дозволила виконати друк пустотілої деталі без внутрішнього заповнення та без використання підтримуючих структур, зберігши при цьому механічну цілісність виробу.

За результатами виготовлення встановлено, що отриманий прототип відповідає заданим геометричним параметрам, не має критичних візуальних дефектів і придатний для подальшого аналізу та використання в дослідницьких цілях. Таким чином, результати четвертого розділу підтверджують можливість ефективного застосування FDM-друку для виготовлення анатомічних моделей кісток на основі медичних зображень та створюють основу для практичного використання адитивних технологій у задачах біомедичної інженерії.

## 5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

### 5.1 Технологічний аудит розробленої моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень

Як було зазначено раніше, модельна реконструкція кістки на основі медичних зображень є важливим напрямом біомедичної інженерії, що поєднує технології 3D-моделювання, медичної візуалізації та адитивного виробництва, оскільки точні анатомічні моделі потрібні для планування хірургічних втручань, виготовлення імплантатів та проведення навчальних симуляцій.

Сучасні підходи розробки моделей, використовуючи дані комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії у поєднанні з програмним забезпеченням для сегментації та 3D-реконструкції, дають високу точність, проте потребують удосконалення в автоматизації та адаптації під індивідуальні біомеханічні особливості.

Остання обставина викликала потребу в розробці власної моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень, що дозволить приймати персоналізовані рішення для ортопедії, імплантології та медичного моделювання.

Тому метою цієї магістерської кваліфікаційної роботи стала розробка моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої нами моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень було запрошено 3-х відомих експертів: к.т.н., доцента Слабкого А.В., к.т.н. доцента Костішина С.В. та інженера першої категорії Білого Р.І.

Технологічний аудит на предмет комерційного використання нашої розробки було зроблено за критеріями, які наведено в таблиці 5.1

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
<b>Технічна здійсненність концепції:</b>					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
<b>Ринкові переваги (недоліки):</b>					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
<b>Ринкові перспективи</b>					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
<b>Практична здійсненність</b>					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Продовження таблиці 5.1

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень шляхом виставлення бальних оцінок по кожному із критеріїв, як це пропонується в таблиці 5.1.

Виставлені експертами бальні оцінки було зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного експертного оцінювання нами було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленої моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [20].

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	А.В. Слабкий	С.В. Костішин	Р.І. Білий
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	3	3
2	3	3	3
3	3	4	3
4	3	3	3
5	4	3	4
6	3	3	3
7	3	4	3
8	4	3	3
9	3	3	3
10	3	3	3
11	3	4	4
12	4	3	3
Сума балів	СБ <sub>1</sub> = 40	СБ <sub>2</sub> = 39	СБ <sub>3</sub> = 38
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{40 + 39 + 38}{3} = \frac{117}{3} = 39,00$		

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 39,00 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що

розроблена нами модель реконструкції кістки на основі медичних зображень має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «вище середнього». Це обумовлено використанням при розробленні моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень сучасних інноваційних рішень та технологій.

## 5.2 Розрахунок витрат на розробку моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень

При розробленні моделі були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата  $Z_o$  розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн, (5.1)}$$

де  $M$  – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року прийmemo, що:

$M = (8000 \dots 33000)$  грн/місяць;

$T_p$  – число робочих днів в місяці; прийmemo  $T_p = 24$  дні;

$t$  – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників, дослідників тощо зведемо до таблиці 5.4:

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	26000	1083,33	20 годин	$(1083,33 / 6) \times 20 = 3611,10 \approx 3612$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000	333,33	72 дні	$23999,76 \approx 24000$
3. Консультанти-лікарі, хірурги тощо	48000	2000,00	5 днів	10000,00 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	21400	891,67	1,5 години	$(891,67 / 6) \times 1,5 = 223$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_o = 37835$ грн

*Примітка. За заробітну плату магістранта прийmemo мінімальну заробітну плату в країні*

б). Додаткова заробітна плата  $Z_d$  розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$Z_d = \alpha \cdot Z_o = (0,1...0,12) \cdot Z_o. \quad (5.2)$$

Прийmemo, що  $\alpha = 0,12$ . Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$Z_d = 0,12 \times 37835 = 4540,20 \approx 4541 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату НЗП<sub>зп</sub> розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$\text{НЗП}_{\text{зп}} = (Z_o + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (5.3)$$

де  $\beta$  – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка  $\beta = 22\%$ . Тоді:

$$\text{НЗН}_{\text{зп}} = (37835 + 4541) \times 0,22 = 9322,72 \approx 9323 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів  $A$ , які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot N_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (5.4)$$

де  $Ц$  – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

$N_a$  – річна норма амортизаційних відрахувань.

Встановлено, що  $N_a = (2,5...25)\%$ ;

$T$  – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	100000	22,5	3,0 (при 50% використанні)	2812,5 $\approx$ 2813
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	56500	2,5	3,0 (при 50% використанні)	176,56 $\approx$ 177
3. Приміщення лікарні	85000	2,75	3,0 (при 30% використанні)	175,21 $\approx$ 176
Всього				<b>A = 3166 грн</b>

д). Витрати на матеріали  $M$  розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot \Pi_i \cdot K_i - \sum_1^n B_i \cdot \Pi_B \text{ грн, (5.5)}$$

де  $H_i$  – витрати матеріалу  $i$ -го найменування, кг;  $\Pi_i$  – вартість матеріалу  $i$ -го найменування;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1,1 \dots 1,15)$ ;  $B_i$  – маса відходів матеріалу  $i$ -го найменування;  $\Pi_B$  – ціна відходів матеріалу  $i$ -го найменування;  $n$  – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі  $K$  розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot \Pi_i \cdot K_i \text{ грн, (5.6)}$$

де  $H_i$  – кількість комплектуючих  $i$ -го виду, шт.;  $\Pi_i$  – ціна комплектуючих  $i$ -го виду;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1,1 \dots 1,15)$ ;  $n$  – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 3000 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію  $V_e$  розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d}, \text{ (5.7)}$$

де  $V$  – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р.  $V \approx 6,0$  грн/кВт;

$\Pi$  – установлена потужність обладнання, кВт;  $\Pi = 1,55$  кВт;

$\Phi$  – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що  $\Phi = 275$  годин;

$K_{\Pi}$  – коефіцієнт використання потужності;  $K_{\Pi} < 1 = 0,82$ .

$K_d$  – коефіцієнт корисної дії,  $K_d = 0,70$ .

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,55 \cdot 275 \cdot 0,82}{0,7} = 2995,93 \approx 2996 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати  $V_{\text{інш}}$  можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times 3_0. \text{ (5.8)}$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 1,25 \times 37835 = 47293,75 \approx 47294 \text{ грн.}$$

К). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-магістрантом – В.

$$B = 37835 + 4541 + 9323 + 3166 + 3000 + 2996 + 47294 = 108155 \text{ грн.}$$

Л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$B_{\text{заг}} = \frac{B}{\beta}, \quad (5.9)$$

де  $\beta$  – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого доопрацювання, то можна умовно прийняти, що,  $\beta \approx 0,9$  [20].

$$\text{Тоді: } B_{\text{заг}} = \frac{108155}{0,9} = 120172,22 \text{ грн або приблизно 121 тисячу грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на розроблення моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень можуть становити 121 тисячу грн.

### 5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами модель реконструкції кістки на основі медичних зображень знайде широке застосування на ринку лікувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних моделей може становити приблизно 100 користувачів. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 10 користувачів (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 12 користувачів (відносно базового року);

в) 2028 р. – +15 користувачів.

Аналіз ринку також показує, що сьогодні ціна на прості моделі невеликої кістки (наприклад, фрагмент, невелика трубчаста кістка тощо) становить (2000...10000) грн (залежно від розміру та деталізації). Складніші моделі (частина суглоба, анатомічні криволінійні поверхні) можуть коштувати (10000...50000) грн або більше, якщо потрібна висока точність, біосумісні матеріали, постобробка.

Враховуючи все це, за середню ціну моделі кістки оберемо ціну в 20 тисяч грн. А оскільки розроблена нами модель має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 30 тисяч грн, тобто на 10 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку  $\Delta\Pi_i$ , що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right), \quad (5.10)$$

де  $\Delta C_o$  – збільшення ціни реалізації розробки  $\Delta C_o = 30 - 20 = + 10$  тисяч грн;

$N$  – обсяг діяльності у році до впровадження розробки;  $N = 100$  шт.;

$\Delta N$  – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 10 шт., у 2027 році + 12 шт., у 2028 році + 15 шт.;

$C_o$  – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок,  $C_o = 30$  тисяч грн;

$n$  – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку  $n = 3$ ;

$\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість;  $\lambda = 0,8333$ ;

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати  $\rho = (0,2...0,5)$ ; візьмемо рівень  $\rho = 0,5$ ;

$v$  – ставка податку на прибуток. У 2025 році  $v = 18\%$ .

Тоді можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_1$  для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [10 \cdot 100 + 30 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 444,15 \approx 445 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_2$  для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_2 = [10 \cdot 100 + 30 \cdot 12] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 464,64 \approx 465 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_3$  для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_3 = [10 \cdot 100 + 30 \cdot 15] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 495,39 \approx 496 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$ПП = \sum_1^t \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (5.11)$$

де  $\Delta\Pi_i$  – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

$t$  – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку  $t = 3$  роки;

$\tau$  – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що  $\tau = 0,10$  (10%);

$t$  – період часу (в роках) від моменту початку розробки моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення потенційним інвестором на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$\text{ПП} = \frac{445}{(1+0,1)^2} + \frac{465}{(1+0,1)^3} + \frac{494}{(1+0,1)^4} \approx 368 + 349 + 337 = 1054 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації):  $PV = K \times B_{\text{заг}} = (1,0\dots5,0) \times B_{\text{заг}}$ , де  $B_{\text{заг}} = 121$  тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = (1,0\dots5,0) \times 121 = 2,0 \times 121 = 242 \text{ тисячі грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 1054 - 242 = 812 \text{ тисяч грн.}$$

Далі розрахуємо внутрішню дохідність  $E_v$  вкладених інвестицій (коштів):

$$E_v = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (5.12)$$

де  $E_{\text{абс}}$  – абсолютний ефект вкладених інвестицій;  $E_{\text{абс}} = 812$  тисяч грн;

$PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій  $PV = 242$  тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$  – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$  роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки).

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_v = \sqrt[4]{1 + \frac{812}{242}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 3,3553} - 1 = \sqrt[4]{4,3553} - 1 = 1,445 - 1 = 0,445 \approx 44,5\%.$$

Далі визначимо мінімальну дохідність вкладених інвестицій, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією.

Мінімальна дохідність  $\tau_{\text{мін}}$  визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (5.13)$$

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні  $d = (0,10\dots0,18)$ . Приймемо, що  $\tau = 14\%$ .

$f$  – показник, що характеризує ризикованість вкладень;  $f = (0,05...0,30)$ .

Прийmemo, що  $f = 30\%$ , тобто  $f = 0,3$ .

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,14 + 0,30 = 0,44 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 44\%.$$

Оскільки величина  $E_B = 44,5\% > \tau_{\text{мін}} = 44\%$ , то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень для її подальшої комерціалізації.

Термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленої нами моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень, становитиме:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_B} = \frac{1}{0,445} \approx 2,247 \text{ років} < 3 \text{ років, (5.14)}$$

що також свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень.

## 5.1 Висновки до розділу 5

Таблиця 5.6 – Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 130 тисяч грн	≈ 121 тисяча грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 800 тисяч грн (за три роки)	812 тисячі грн (при 10% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	44,5%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,247 роки	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами моделі реконструкції кістки на основі медичних зображень, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

## ВИСНОВОК

У магістерській кваліфікаційній роботі виконано комплексне дослідження, спрямоване на розробку та реалізацію методики модельної реконструкції кістки фаланги пальця руки людини на основі медичних зображень із подальшим виготовленням фізичного прототипу методом адитивного виробництва. У ході роботи досягнуто поставленої мети та розв'язано всі сформульовані на початковому етапі завдання.

У першому розділі проаналізовано анатомічні та функціональні особливості фаланг пальців руки людини, а також розглянуто сучасні методи медичної візуалізації, зокрема комп'ютерну томографію, як основу для отримання вихідних даних високої точності. Окрему увагу приділено принципам адитивного виробництва та програмним засобам підготовки й керування процесом FDM-друку, що дозволило сформувати теоретичну основу для подальших практичних досліджень.

У другому розділі сформовано методологічну та програмно-інструментальну базу цифрової реконструкції кісткової тканини. Обґрунтовано вибір програмного забезпечення для роботи з медичними зображеннями, тривимірного моделювання та інженерного аналізу. Розроблено послідовність процедур цифрової реконструкції, яка включає сегментацію томографічних даних, побудову геометричної моделі, задання фізико-механічних властивостей матеріалів і підготовку моделі до чисельних розрахунків та адитивного виготовлення.

У третьому розділі виконано чисельне моделювання та аналіз напружено-деформованого стану кортикальної частини фаланги пальця руки з використанням методу кінцевих елементів. Побудовано скінченно-елементну модель на основі геометрії, отриманої з даних комп'ютерної томографії, та проведено розрахунки за умов осьового стискального навантаження. За результатами аналізу визначено розподіл напружень і переміщень, встановлено характерні зони концентрації напружень і підтверджено адекватність обраної моделі та граничних умов.

У четвертому розділі здійснено виготовлення фізичного прототипу фаланги пальця методом FDM-друку у масштабі 1:1 з використанням PET-G пластику. Проведено калібрування параметрів друку, оптимізацію орієнтації моделі та налаштування режимів екструзії, що дозволило отримати прототип без критичних візуальних дефектів і з високою точністю відтворення геометрії. Результати виготовлення підтвердили можливість практичної реалізації цифрових моделей анатомічних об'єктів за допомогою адитивних технологій.

Таким чином, у роботі запропоновано та реалізовано цілісний підхід до модельної реконструкції кістки на основі медичних зображень, який поєднує методи медичної візуалізації, комп'ютерного моделювання, чисельного аналізу та адитивного виробництва. Отримані результати можуть бути використані у задачах біомедичної інженерії, зокрема для створення навчальних анатомічних моделей, планування хірургічних втручань, розробки індивідуалізованих імплантатів і протезів, а також для подальших наукових досліджень у галузі біомеханіки та медичного прототипування.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances [Електронний ресурс] / J. Hsieh // SPIE Press. – 2009. – Режим доступу до ресурсу: <https://books.google.com.ua/books?id=JX ILLXFHkC>
2. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications [Електронний ресурс] / W. A. Kalender. – Publicis Publishing, 2011. – Режим доступу до ресурсу: <https://books.google.com.ua/books?id=gfLWmRjoyPMC&pg=PP2>.
3. Development of Rapid Tooling Using Fused Deposition Modeling [Електронний ресурс] / K. S. Voparai, R. Singh // Additive Manufacturing of Emerging Materials. – 2018. – С. 251–277. – Режим доступу до ресурсу: [doi:10.1007/978-3-319-91713-9\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-319-91713-9_8).
4. Additive Manufacturing: Innovations, Advances, and Applications [Електронний ресурс] / T. S. Srivatsan, T. S. Sudarshan // CRC Press. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <https://books.google.com.ua/books?id=dXm9CgAAQBAJ&lpg=PP1&ots>
5. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses [Електронний ресурс] / C. L. Ventola // Pharmacy and Therapeutics. – 2014. – 39(10). – С. 704-711. – Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PM4189697/>.
6. Biomechanical Modeling of Human–Robot Accident Scenarios: A Computational Assessment for Heavy-Payload-Capacity Robots [Електронний ресурс] // Appl. Sci.. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.3390/app13031957>.
7. Material Selection for the Prosthetic Hand [Електронний ресурс] / S.Verma, P. Rohilla, B. Dinesh, N. Sahai // JournalsPub. – 2016.
8. Finite Element Analysis of Fundamental Deformation of Robot Soft Finger [Електронний ресурс] // AIP Conference Proceedings. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1063/5.0050143>.

9. FINITE ELEMENT ANALYSIS OF FINGER JOINT IMPLANT [Электронный ресурс] / Aziz, T., Al-Ahmari, A. R. M., Al Khawashki, H., Darwish, S. M, Al Badr, F. B. M. // International Conference on Industrial Engineering and Operations Management (IEOM). – 2015. – Режим доступа до ресурсу: doi:10.1109/ieom.2015.7093857.

10. Chaykovskaya T. The stress-strain state of bone of middle phalanx of hand finger [Электронный ресурс] / T. Chaykovskaya, S. Kulkov // AIP Conference Proceedings. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: <https://doi.org/10.1063/1.5131915>.

11. Arjmandi Z. Design, Fabrication and Verification of Continuous Passive Motion Equipment for the Index Finger [Электронный ресурс] / Z. Arjmandi, F. Nejad, M. Pajouh // 3rd International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME). – 2018. – Режим доступа до ресурсу: doi:10.1109/icbme.2018.8703586

12. Mohammed R A. Kinematic Analysis of Underactuated Robotic Finger Design [Электронный ресурс] / A. Mohammed R, S. Wafa Abd, B. Ihsan // IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 1094 012070. – 2021.

13. Groenewegen, M. DESIGN OF A PARTIALLY COMPLIANT, THREE-PHALANX UNDERACTUATED PROSTHETIC FINGER [Электронный ресурс] / M. Groenewegen,, M. Aguirre,, J. Herder // 39th Mechanisms and Robotics Conference. – 2015. – Режим доступа до ресурсу: doi:10.1115/detc2015-47055.

14. Developing a methodology for analysis and manufacturing of proximal interphalangeal (PIP) joint using rapid prototyping technique [Электронный ресурс] / E.Abouel Nasr,, , Al-Ahmari, H. Alkhawashki,, A. Altamimi,. – 2015. – Режим доступа до ресурсу: doi:10.1108/rpj-11-2013-0118.

15. A Soft Gripper with Rigidity Tunable Elastomer Strips as Ligaments [Электронный ресурс] / ,.Nasab, A. Sabzehzar,, M. Tatari, C. Majidi // . Soft Robotics. – 2017. – Режим доступа до ресурсу: doi:10.1089/soro.2016.0039.

16. B. Faudot, J.-L. Milan, B. G. Monsabert, T. L. Corroller, L. Vigouroux, «Estimation of joint contact pressure in the index finger using a hybrid finite element

musculoskeletal approach» Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, p. 1-11, 2020.

17. Z. Alam, V. K. Dalla, A. Shrivastavac, «Finite Element Analysis of Fundamental Deformation of Robot Soft Finger» AIP Conference Proceedings 2341, p. 1-14, 2021.

18. T. Pastor, S. Fröhlich, T. Pastor, J. Spörri, A. Schweizer, «Cortical Bone Thickness, Base Osteophyte Occurrence and Radiological Signs of Osteoarthritis in the Fingers of Male Elite Sport Climbers: A Cross-Sectional 10-Year Follow-Up Study» Study. Front Physiol, <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.893369>, 2022.

19. T. Pastor, S. Fröhlich, T. Pastor, J. Spörri, A. Schweizer, «Cortical Bone Thickness, Base Osteophyte Occurrence and Radiological Signs of Osteoarthritis in the Fingers of Male Elite Sport Climbers: A Cross-Sectional 10-Year Follow-Up Study» Study. Front Physiol, <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.893369>, 2022.

20. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А

Ілюстративна частина

**Модельна реконструкція кістки на основі медичних зображень**

Рисунок А.1 –

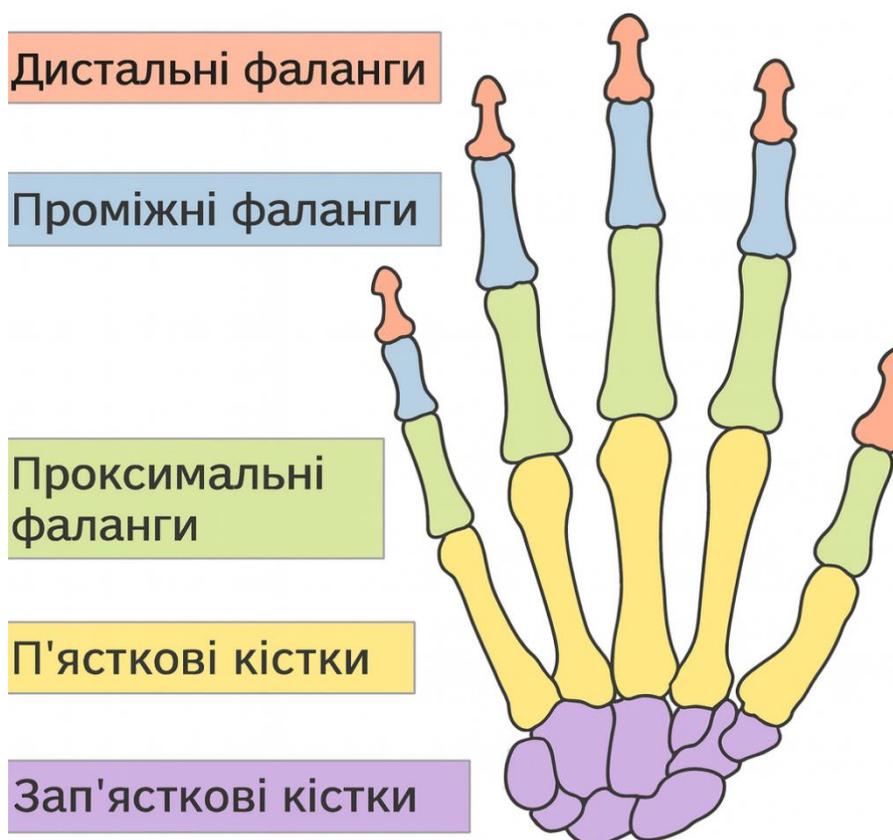


Рисунок А.1 – Загальний вигляд кісток фаланг пальця людини



Рисунок А.2 – Структура кісткової тканини (кортикальна та губчаста речовина)

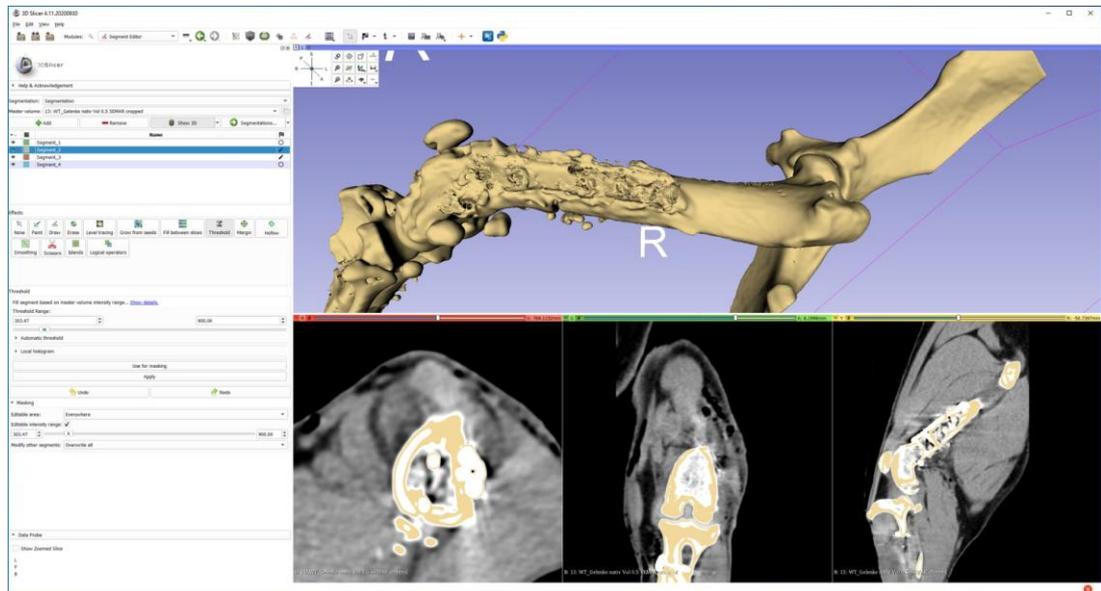


Рисунок А.3 – Приклад сегментації кістки в програмі 3D Slicer

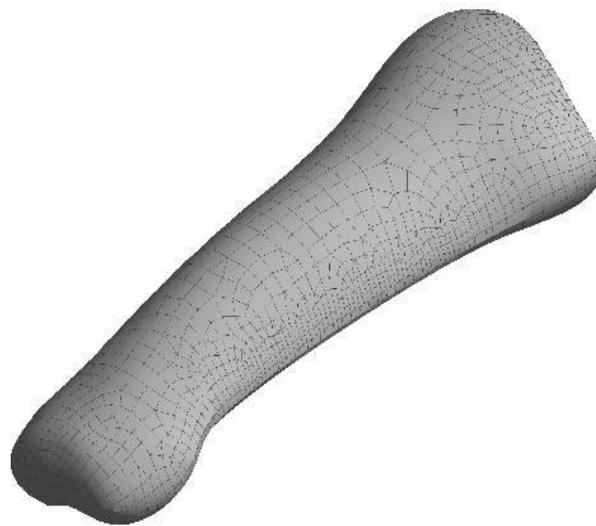


Рисунок А.4 – Скінченно-елементні моделі фаланг пальця

**B: Phalanx media(P2D3)**  
 Figure  
 Type: Equivalent (von Mises) Stress - Top/Bottom  
 Unit: MPa  
 Time: 1  
 09.06.2023 02:18

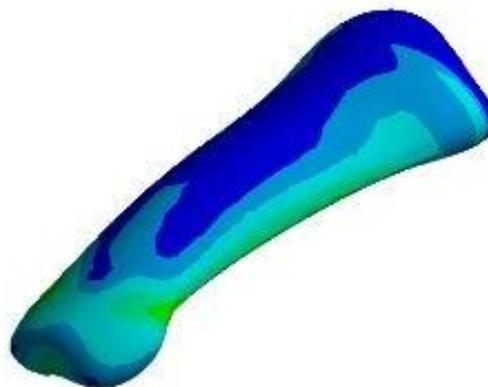
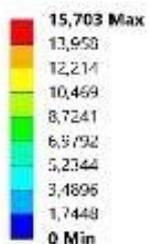


Рисунок А.5 – Поля переміщень та напружень за Мізесом для Phalanx media (P2D3)

**B: Phalanx media(P2D3)**  
 Figure 2  
 Type: Total Deformation  
 Unit: mm  
 Time: 1  
 09.06.2023 01:05

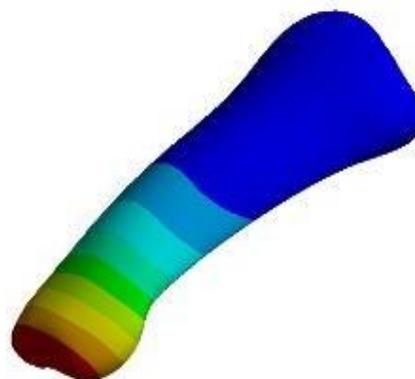
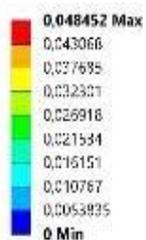


Рисунок А.6 – Осьові напруження та осьові деформації для Phalanx media (P2D3)

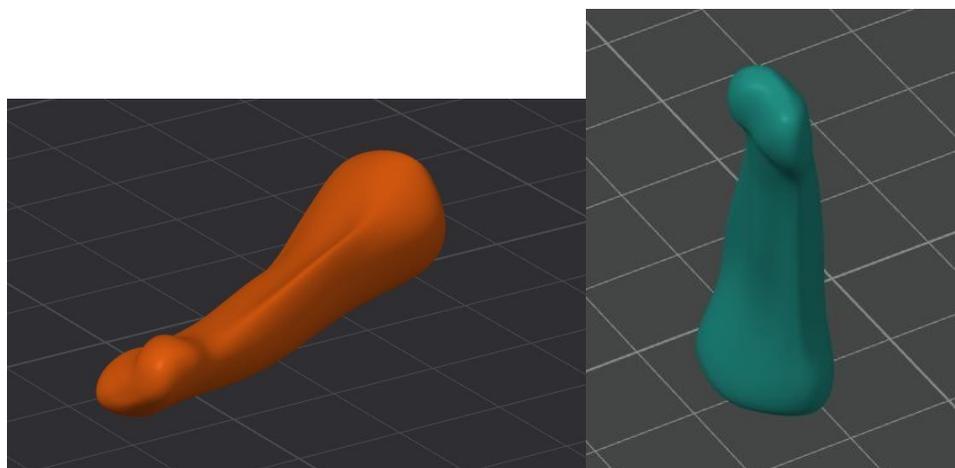


Рисунок А.7 – Попередня калібровка режимів друку



Рисунок А.8 – Отриманий прототип, виготовлений методом FDM: а) класичний метод друку; б) порожня модель

## ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Модельна реконструкція кістки на основі медичних зображень

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 9,17 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

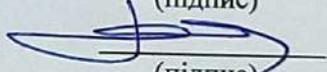
Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП

(прізвище, ініціали, посада)

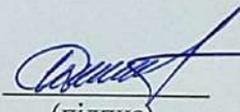
  
(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

  
(підпис)

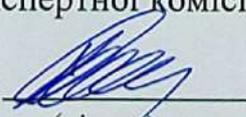
Особа, відповідальна за перевірку

  
(підпис)

Штофель Д. Х.  
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

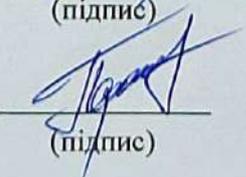
Керівник

  
(підпис)

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач

  
(підпис)

Превор І. А.

(прізвище, ініціали)