

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Навчально-науковий механіко-машинобудівний інститут

Кафедра конструювання машин

До захисту допущено:

Завідувач кафедру

_____ Юрій ДАНИЛЬЧЕНКО

«__» _____ 2023 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Інструментальні системи
інженерного дизайну»

спеціальності 131 «Прикладна механіка»

на тему: «Методи і засоби технічного контролю якості
виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів»

Виконав:

студент IV курсу, групи МІ – 91

Шушняєв Богдан Романович

_____ 

Керівник:

Проф., д.т.н.

Пасічник Віталій Анатолійович

Рецензент:

Засвідчую, що у цьому
дипломному проєкті немає запозичень з
праць інших авторів без відповідних
посилань.

Студент _____ 

Київ – 2023

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Навчально-науковий механіко-машинобудівний інститут
Кафедра конструювання машин

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 131 «Прикладна механіка»

Освітньо-професійна програма

«Інструментальні системи інженерного дизайну»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ **Юрій ДАНИЛЬЧЕНКО**

«___» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Шушняєву Богдану Романовичу

1. Тема проєкту **Методи і засоби технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів** керівник проєкту д.т.н., проф. Пасічник В.А, затверджені наказом по університету від 25 травня 2023 р. №1951-с
2. Термін подання студентом проєкту 12.06.2023 р.
3. Вихідні дані до проєкту: Дослідні зразки кастомної ацетабулярної чашки уульшового суглобу, виготовлені за адитивними технологіями SLM, FDM, SLA як об'єкти порівняння точності геометричної форми. Загальна технологія виготовлення кастомних ендопротезів. Параметри адитивних машин та матеріалів, використаних для виготовлення прототипів та самого кастомного ендопротезу.

4. Зміст пояснювальної записки: 1. Аналіз сучасного стану питання проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів. 2. Аналіз булови кастомного ендпротезу. 3. Методи вимірювання точності кастомних ендпротезів. 4. Дослідження точності роботи 3D-принтерів, які застосовуються для виготовлення прототипів ендпротезів.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): 1. Ендпротезування людини. 2. Джерела виникнення похибок геометрії форми в інтегрованому процесі проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів. 3. Методи вимірювання точності складних поверхонь. 4. Аналіз будови кастомного ендпротезу на прикладі ацетабулярної чашки. 5. Вимірювання точності кастомних ендпротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO. 6. Дослідження точності виготовлення кастомних ендпротезів за допомогою оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect. 7. Дослідження точності роботи 3D-принтерів.

6. Дата видачі завдання _____.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Аналіз сучасного стану питання проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів		
2	Джерела виникнення похибок геометрії форми в інтегрованому процесі проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів		
3	Методи вимірювання точності кастомних ендпротезів		
4	Аналіз будови кастомного ендпротезу на прикладі ацетабулярної чашки		
6	Вимірювання точності кастомних ендпротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO		
7	Дослідження точності виготовлення кастомних ендпротезів за допомогою оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect		
8	Дослідження точності роботи 3D-принтерів		

Студент



Богдан ШУШНЯЄВ

Керівник

Віталій ПАСІЧНИК

Затверджую
Юрій ДАНИЛЬЧЕНКО
«__» _____ 2023 р

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ ДО ПРОЕКТУ	
Тема проекту	Методи і засоби технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів
Зміст проекту	1. Аналіз сучасного стану питання проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів. 2. Аналіз булови кастомного ендпротезу. 3. Методи вимірювання точності кастомних ендпротезів. 4. Дослідження точності роботи 3D-принтерів, які застосовуються для виготовлення прототипів ендпротезів
Технічні вимоги	Забезпечити порівняння точності виготовлення прототипів та робочого дослідного зразка ацетабулярної чашки кастомного ендпротезу кульшового суглобу, виготовлених по одній еталонній електронній моделі.
Особливі вимоги	Запропонувати нові методи, що забезпечують підвищення точності вимірювання складних поверхонь із поверхневою трабекулярною структурою.

ЛИСТ	ЗМІСТ ІЛЮСТРАТИВНОГО МАТЕРІАЛУ
СП	Ендопротезування людини
ОП	Джерела виникнення похибок геометрії форми в інтегрованому процесі проєктування та виготовлення кастомних ендопротезів
ТС	Методи вимірювання точності складних поверхонь
КС	Аналіз будови кастомного ендопротезу на прикладі ацетабулярної чашки
СС	Вимірювання точності кастомних ендопротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO
НС	Дослідження точності виготовлення кастомних ендопротезів за допомогою оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect
НС	Дослідження точності роботи 3D-принтерів
Студент  «_____» _____ 2023 р Керівник _____ «_____» _____ 2023 р	

СП – стан питання

ОП – об’єкт проєктування

ТС – технологічна складова

КС – конструкторська складова

СС – спеціальна складова

НС – наукова складова

АНОТАЦІЯ

Дипломний проєкт присвячений методам і засобам технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів. У даній роботі був проведений комплексний аналіз інтегрованого процесу проєктування та виготовлення індивідуальних ендопротезів з погляду накопичення похибок, узагальнені методи вимірювання точності поверхонь різного типу, проведений порівняльний аналіз будови різних модифікацій ендопротезу кульшового суглобу. Була розроблена методика вимірювання точності поверхневих макроструктур за допомогою контактних та безконтактних універсальних засобів вимірювання. Для забезпечення загальної якості імплантів також було проведено дослідження точності роботи 3D-принтерів підприємства. В результаті роботи були отримані рекомендації з підвищення точності індивідуальних ортопедичних імплантів на різних ланках інтегрованого процесу їх проєктування та виготовлення.

Записка містить 81 сторінку, 62 рисунки, 5 таблиць, 2 додатки.

Ключові слова: кастомні ендопротези, забезпечення точності, універсальні методи вимірювання, ендопротези суглобів, технології 3D-друку, трабекулярна структура.

SUMMARY

The diploma project is dedicated to the methods and means of quality control in the manufacturing of individual orthopedic implants. This work involved a comprehensive analysis of the integrated process of designing and manufacturing individual endoprotheses in terms of error accumulation, generalized methods of measuring the accuracy of surfaces of different types, and a comparative analysis of the structure of various modifications of hip joint endoprotheses. A methodology for measuring the accuracy of surface macrostructures using contact and non-contact universal measuring tools was developed. To ensure overall implant quality, a study of the accuracy of 3D printers at the company was also conducted. As a result of this work, recommendations were obtained for improving the accuracy of individual orthopedic implants at various stages of the integrated process of their design and manufacturing.

The report consists of 81 pages, 62 figures, 5 tables, and 2 appendices.

Keywords: custom endoprotheses, quality assurance, universal measurement methods, joint endoprotheses, 3D printing technologies, trabecular structure.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ПИТАННЯ	10
1.1. Ендопротези, їх різновиди та призначення	10
1.2. Інтегрований процес проектування та виготовлення кастомних ендопротезів.....	15
1.3. Адитивні технології, що використовуються у ендопротезуванні.....	17
1.4. Методи вимірювання точності складних поверхонь.....	20
Висновки по розділу 1	23
2. АНАЛІЗ БУДОВИ КАСТОМНОГО ЕНДОПРОТЕЗУ	24
2.1. Функціональні поверхні кастомних ендопротезів.....	24
2.2. Поверхневі структури кастомних ендопротезів	31
2.3. Внутрішні структури кастомних ендопротезів.....	35
Висновки по розділу 2	37
3. МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ТОЧНОСТІ КАСТОМНИХ ЕНДОПРОТЕЗІВ	38
3.1. Контактні методи вимірювання точності на прикладі координатно- вимірювальної машини MITUTOYO	39
3.1.1. Методика дослідження	39
3.1.2. Аналіз отриманих даних.....	43
3.2. Безконтактні методи вимірювання точності на прикладі оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect.....	47
3.2.1. Методика дослідження	47

3.2.2. Аналіз отриманих даних.....	49
Висновки по розділу 3	53
4. ДОСЛІДЖЕННЯ ТОЧНОСТІ РОБОТИ 3D-ПРИНТЕРІВ KLEMA 250 PRO ТА PHROZEN SONIC MIGHTY 4K.....	55
4.1. Методика дослідження	55
4.1.1. Огляд технічних характеристик принтерів	55
4.1.2. Тестовий зразок.....	58
4.1.3. Послідовність експерименту.....	59
4.2. Аналіз результатів дослідження	62
Висновки по розділу 4	66
ВИСНОВКИ І РЕКОМЕНДАЦІЇ	67
Список використаних джерел.....	69
ДОДАТКИ.....	72

ВСТУП

Концепція протезування, як зовнішнього, так і внутрішнього (ендопротезування) існувала майже з самого початку існування людської цивілізації і має багату історію. За весь цей час протези дуже змінилися як зовнішньо, так і у плані виробництва, доступності та функціональності.

Однак навіть у сучасних світових реаліях тема ендопротезування є актуальною, особливо в Україні, де попит на технології протезування зростає з кожним днем.

Технологія ендопротезування є відносно молодого і перспективною галуззю біоінженерії. Точність виготовлення протезів є однією з її менш досліджених розділів, що суттєво стримує використання імплантів у тілі людини. Тому метою даного дипломного проєкту є комплексне дослідження методів і засобів технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів у розрізі інтегрованого процесу їх проєктування та виготовлення.

1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ПИТАННЯ

1.1. Ендопротези, їх різновиди та призначення

Сучасний стан технічного прогресу дозволяє поєднувати інженерну та медичну думку для полегшення життя пацієнтів. Одним з прикладів такого застосування технічного прогресу у медицині є галузь протезування. Розглянемо детальніше один з видів протезування – ендопротезування.

«Ендопротезування» – це імплантація штучних матеріалів (судин, суглобів) у внутрішнє середовище організму [1, с. 10]. У якості ендопротезів можуть також виступати структурні елементи органів (на кшталт штучних клапанів серця, грудних імплантатів, тощо). Предметом уваги даного дипломного проєкту є ендопротезування суглобів.

Ендопротезування суглоба – це операція по заміні компонентів суглоба імплантатами, які мають анатомічну форму здорового суглоба і дозволяють виконувати весь обсяг рухів. [1, с. 60].

Ендопротези суглобів класифікуються за різними ознаками, схема класифікації наведена на рис. 1.1.

Окремо варто розглянути відмінність між серійними та кастомними імплантатами. Серійні протези випускаються у декількох розмірах, які підбираються заздалегідь до операції залежно від параметрів пацієнта. Такі імплантати простіші у виготовленні, за рахунок чого – дешевші та більш поширені.

Однак вони мають низку недоліків, серед яких основний – можлива невідповідність між «стандартним» клінічним випадком, на який був розрахований серійний протез, та реальною патологічною картиною. Внаслідок цього використання стандартних ендопротезів іноді супроводжується небажаною ротацією, больовими відчуттями або розхитуванням з подальшим вивихом та необхідністю передчасної заміни імпланту.

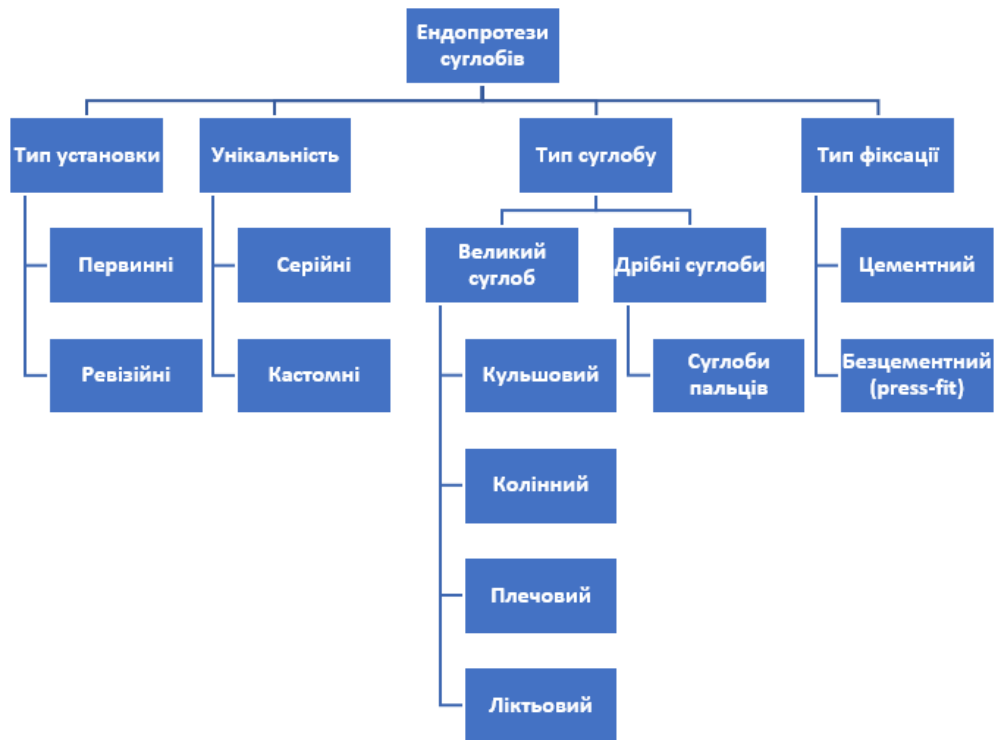


Рисунок 1.1 – Схема класифікації ендопротезів суглобів

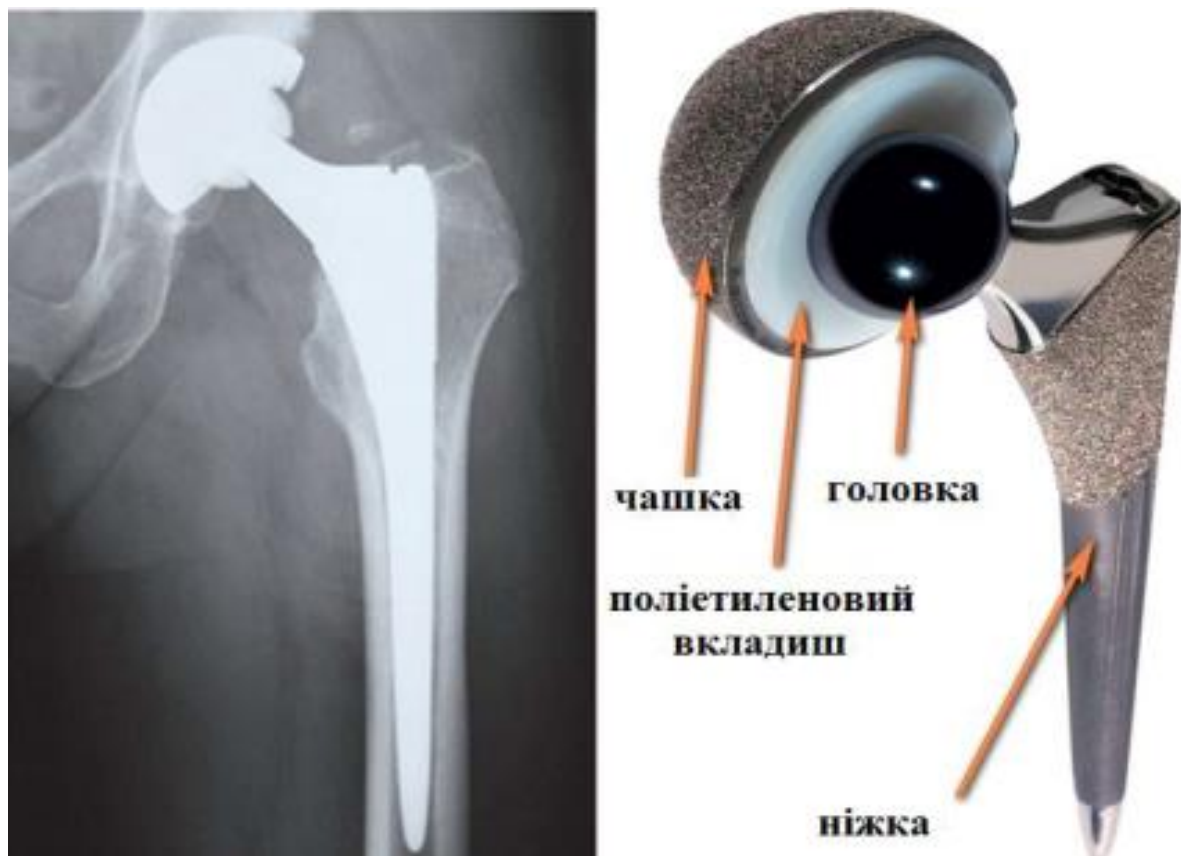


Рисунок 1.2 – Тотальне безцементне ендопротезування при переломі шийки стегна. Ліворуч – рентгенограма після операції. Праворуч – зовнішній вигляд первинного серійного безцементного ендопротеза з пористим покриттям [1, рис. 4.2]

Серійні ендопротези можуть виступати у ролі як первинних, так ревізійних виробів. Найчастіше їх використовують при лікуванні відносно простих клінічних випадків.

На відміну від стандартних протезів, кастомні ендопротези (від англ. custom - «виготовлений на замовлення», інша назва – *patient-specific implant, PSI*) – це індивідуальний медичні вироби, які проектуються та виготовляються для кожного окремого пацієнта на основі його анатомічних та патологічних особливостей [1].

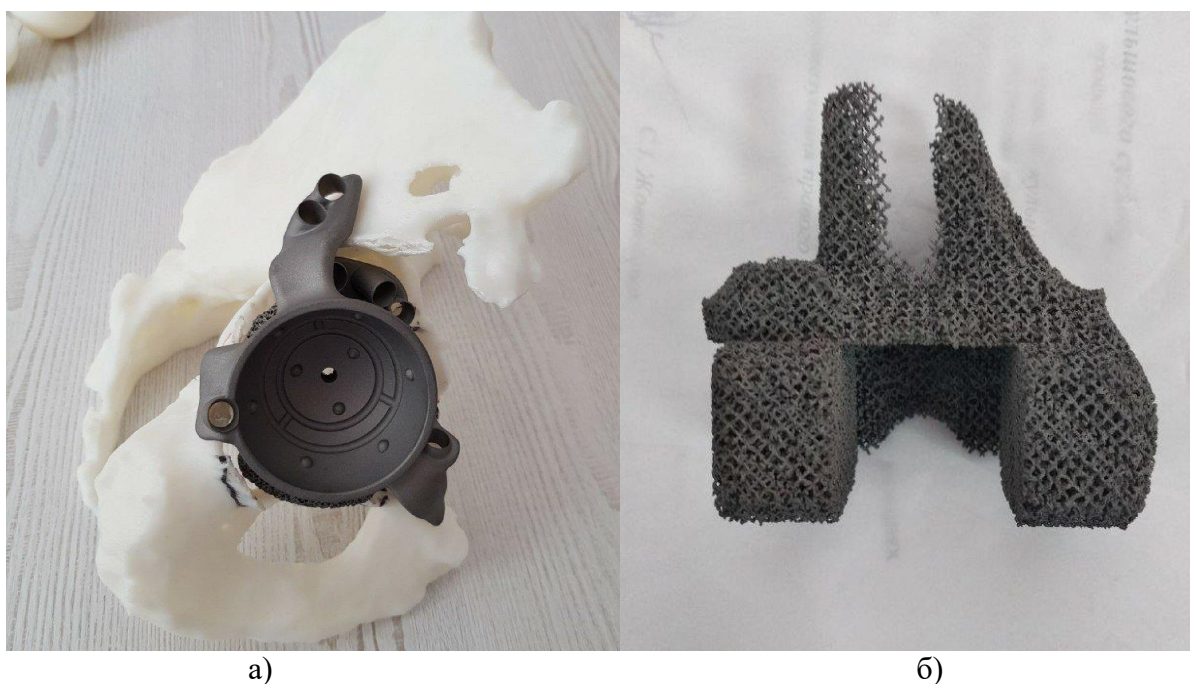


Рисунок 1.3 – Приклади кастомних ендопротезів кульшового (а) та колінного (б) суглобів [2].

Головна перевага PSI – їх комфорт використання, максимально анатомічний контакт з тканинами пацієнта, точність позиціонування суглобу у просторі відповідно до принципів біомеханіки та виключення несумісності розмірів на етапі установки імплантату під час операції.

PSI у переважній більшості випадків використовуються як ревізійні імпланти, коли серійний протез вже не може забезпечити свою нормальну роботу. Це підтверджується статистичними даними [3, с. 3], відповідно до

яких найчастіше адитивні технології використовувалися для складних операцій на кшталт ревізійного ендопротезування кульшового суглобу або складного ендопротезування колінного суглобу.

Це пов'язано з недоліками кастомних протезів, серед яких основні – це складність будови імпланту, важкість його проєктування та дороговизна матеріалу для виготовлення, що в свою чергу впливає на загальну вартість виробу для клієнту. У окремих особливо важких клінічних випадках допускається використовувати кастомні протези під час первинного протезування.

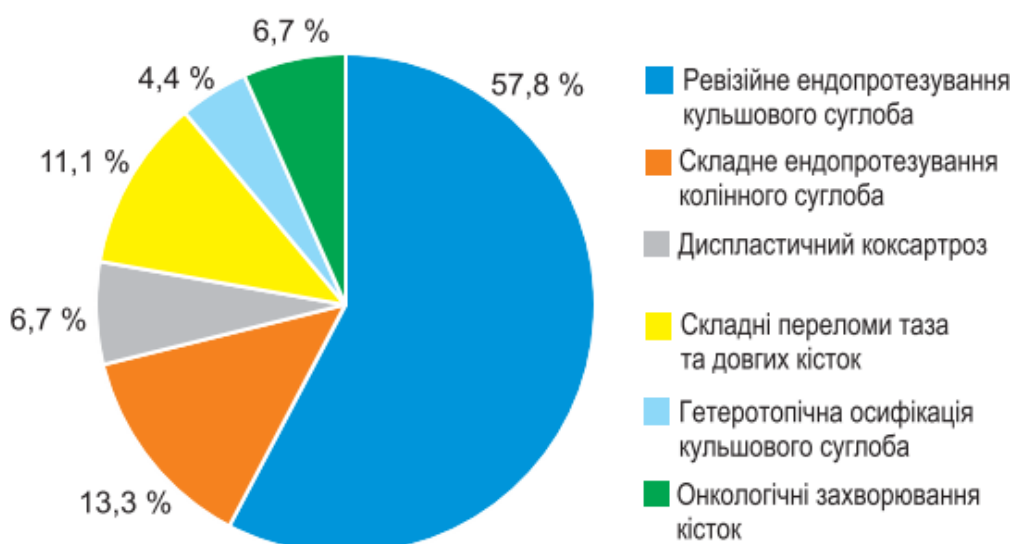


Рисунок 1.4 – Спектр ортопедо-травматологічної патології хворих, в яких у доопераційному періоді використовувалися адитивні технології [3, с. 2]

Не менш важливою є класифікація ендопротезів на групи залежно від ураженого суглобу, однак об'єктом дослідження цієї роботи є лише ендопротези кульшового суглобу. Відповідно до системи класифікації за Папроскі [4, с. 20] виділяють шість стадій уражень кульшового залежно від тяжкості патології.

Найлегшою серед них є перша стадія, за якої ураження кісткової тканини є мінімальним, і сферична форма ацетабулярної чашки є збереженою. Натомість найважчою формою є стадія 3В, за якої ураження є найбільш

критичним. При цій стадії є масивна резорбція кісткової тканини у зоні ацетабулярної чашки, що призводить до втрати її форми аж до дизартікуляції кульшового суглобу.

Одна з головних вимог для встановлення серійного імпланту кульшового суглобу - це збереження сферичної форми ацетабулярної чашки. Як бачимо з рис. 1.5, лише у двох з шести випадків дозволяється використовувати стандартні протези. Натомість кастомні імпланти рекомендовані для п'яти випадків (при патології першої стадії також дозволяється використовувати індивідуальний ендопротез, однак це не є доцільним з погляду на його вартість та складність відносно самого ураження). Саме таким клінічним випадкам буде приділена увага у дипломному проєкті.

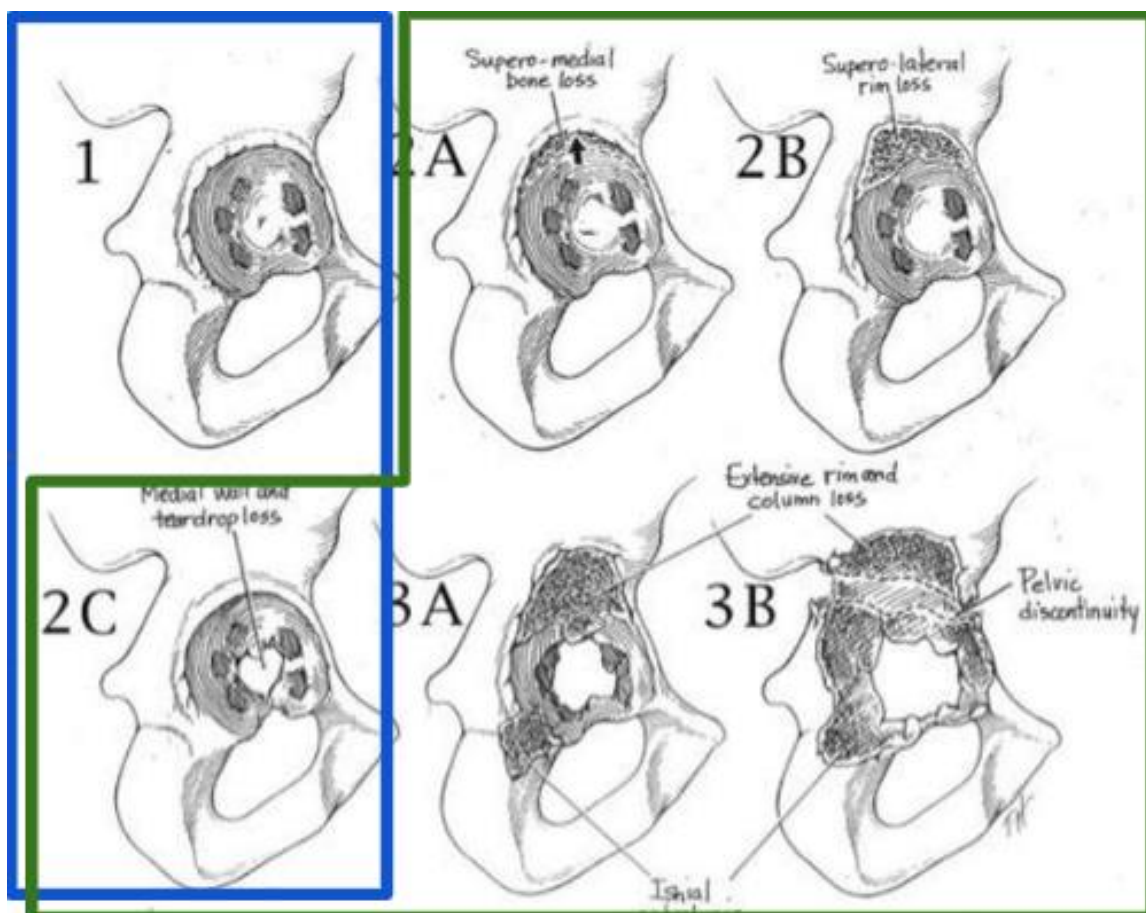


Рисунок 1.5 – Класифікація уражень ацетабулярної западини за Папровські [4, с.20]. Синім кольором позначені можливі випадки застосування стандартних протезів, зеленим - кастомних

1.2. Інтегрований процес проєктування та виготовлення кастомних ендопротезів

Інтегрований процес проєктування та виготовлення кастомних імплантів має чітку стадійну структуру [5, с. 91-92], наведену на рис. 1.6.



Рисунок 1.6 – Інтегрований процес проєктування та виготовлення кастомних імплантів [5, с. 91-92].

На різних етапах цього процесу виникає низка геометричних похибок, які впливають на кінцевий результат встановлення ендопротезу під час операції. Первинним джерелом похибок можуть бути неточності під час сканування КТ/МРТ та сегментації отриманих знімків у 3D-модель. В свою чергу отримана сегментована 3D-модель перед друком конвертується у програмі-слайсері, що також зменшує її точність. Такі похибки у поєднанні з похибками 3D-друку впливають на геометричну точність анатомічної моделі ураженого отвору з обробленою поверхнею під посадку імпланту.



Рисунок 1.7 – Анатомічна модель ураженої половини тазу пацієнту

Також похибки виникають при 3D-друку пластикового прототипу імпланту. Ці похибки залежать від вибору принтеру та матеріалу, який використовується для анатомічної моделі. У ТОВ “Остеоніка” використовуються 3D-принтери KLEMA 250 Pro та Phrozen Sonic Mighty 4K.

Для перевірки якості проведеної роботи використовують механічну примірku прототипу та фінальної версії до анатомічної моделі (у цьому випадку анатомічна модель слугує аналогом калібру). Під час примірki оператор користується візуальними та тактильними методами контролю прилягання моделей, за рахунок чого продовжується накопичення похибок. До анатомічної моделі також приміряють роздруковані навігатори, які використовуються для створення поверхонь базування на тілі кістки та позиціонування імпланту під час операції.

Таким чином у операційному полі акумулюються похибки імпланту, навігаторів та похибка обробки кісткової тканини хірургічним інструментом. Задачею дипломного проєкту є оцінити та за можливості зменшити геометричні неточності кастомного імпланту для зменшення сумарної похибки оперативного втручання. Схема, яка відображає взаємозв'язок похибок та різних етапів процесу проєктування кастомних ендопротезів, наведено у додатку Б..

1.3. Адитивні технології, що використовуються у ендопротезуванні

У зв'язку зі складною будовою ендопротезів, їх майже неможливо отримати стандартними методами формоутворення. Тому у процесі їх виготовлення використовуються адитивні технології.

Адитивні технології (скорочено – АТ, також відомі як адитивне виробництво або 3D-друк) – це процеси створення об'єктів шляхом пошарового нанесення матеріалу на основу 3D-моделі. У цих технологіях об'єкт будується шар за шаром, дозволяючи виготовити складні геометричні форми та забезпечуючи гнучкість у виготовленні деталей [6, с. 2].

Відповідно до стандарту [7] процеси адитивного виробництва за типом перетворення матеріалу та загальною архітектурою принтерів поділяються на категорії, наведені на рис. 1.8.

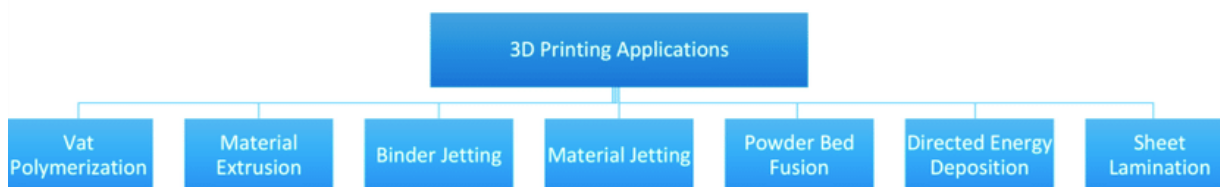


Рисунок 1.8 – Класифікація технологій адитивного виробництва [8, с.5]

Серед наведених технологій у інтегрованому процесі проектування та виготовлення кастомних ендопротезів ТОВ “ОСТЕОНІКА” використовуються лише 3 з них, розглянемо їх детальніше.

Material Extrusion – процеси екструзії матеріалу – використовують протягування розігрітого матеріалу крізь екструдер з соплом певного діаметру, яке слідує певній попередньо заданій траєкторії, тим самим створюючи контур деталі.

На ТОВ “ОСТЕОНІКА” цей тип машин представлений 3D-принтером KLEMA 250 Pro, який використовується для друку пластикових анатомічних

моделей та прототипів імплантів. Він використовує технологію FDM – Fused Deposition Modeling. Її суть полягає у використанні нагрівальної камери для розрідження полімеру, який подається в систему у вигляді прутка. Він проштовхується в камеру за допомогою зубчастого механізму подачі, і саме це штовхання створює тиск екструзії [6, с. 160].



Рисунок 1.9 – Прототип, надрукований за допомогою технології FDM

Vat Polymerization – процеси полімеризації у чані – у якості матеріалу використовують фотополімер у рідкій формі, залитий у спеціальний чан з прозорим дном, та різними методами змінюють агрегатний стан матеріалу для створення поверхні деталі.

На ТОВ “ОСТЕОНІКА” цей тип машин представлений 3D-принтером Phrozen Sonic Mighty 4K, який також використовується для друку прототипів та анатомічних моделей.. На відміну від попередньої машини, для друку він використовує технологію LCD – Liquid-Crystal Display. Її суть полягає у використанні ЖК-матриці для вибіркового пропускання ультрафіолетових променів. Пропущені промені кристалізують шар рідкої смоли, тим самим покроково утворюючи необхідну модель [6, с. 63].



Рисунок 1.10 – Прототип, надрукований за допомогою технології LCD

Powder Bed Fusion – технології плавлення порошкового шару – використовують матеріал у вигляді порошку, який засипається у спеціальний контейнер, після чого вибірково плавиться відповідно до конфігурації поперечного перерізу [6, с. 35].

У інтегрованому процесі проектування та виробництва кастомних ендопротезів підприємства ТОВ “ОСТЕОНІКА” цей тип представлений принтером Concept Laser M2, який використовує технологію SLM – Selective Laser Melting, у якій плавлення металевого порошку (у даному випадку – медичного титану Ti6Al4V Grade 23) забезпечує потужний лазер. За допомогою цього принтеру друкують готові медичні вироби – ендопротези, пластини, тощо.



Рисунок 1.11 – Імплант, надрукований за допомогою технології SLM

1.4. Методи вимірювання точності складних поверхонь

Будь-який кастомний ендопротез має складну геометричну будову, яка поєднує прості та складні поверхні. Тому у рамках роботи були проаналізовані методи вимірювання точності різних поверхонь.

Відповідно до [9], більшість стандартних критеріїв та параметрів точності поверхонь можна звести до схеми, наведеної на рисунку 1.12.

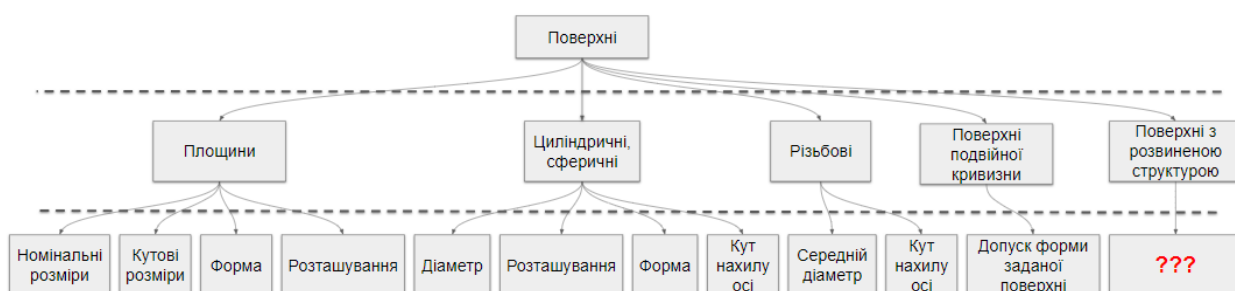


Рисунок 1.12 – Схема оцінки точності різних видів поверхонь.

Прості поверхні на кшталт циліндричної або площини мають визначені параметри, за якими можна визначити вимоги до їх точності. До таких параметрів відносяться, наприклад, відхилення форми та розташування поверхонь, які в свою чергу включають у себе відхилення від площинності, циліндричності, круглості, відхилення поздовжнього профілю, а також відхилення від паралельності, перпендикулярності, позиційні відхилення, тощо.

В більшості випадків такі відхилення вимірюються за допомогою простих універсальних пристроїв, наприклад, штангенінструменту. Штангенінструмент – узагальнена назва приладів для вимірювання та розмічання зовнішніх, внутрішніх і змішаних розмірів – валів, отворів, глибин, висот. Вони мають дві вимірювальні губки, між робочими поверхнями яких встановлюється вимірювана деталь [10, с. 58]



Рисунок 1.13 – Штангенциркуль

Вимірювання деяких з відхилень параметрів потребує спеціалізованих методів та обладнання. Прикладом є вимірювання середнього діаметру метричної різьби за допомогою методу трьох дротиків з використанням спеціального оснащення – мікрометра та відкаліброваних дротиків.

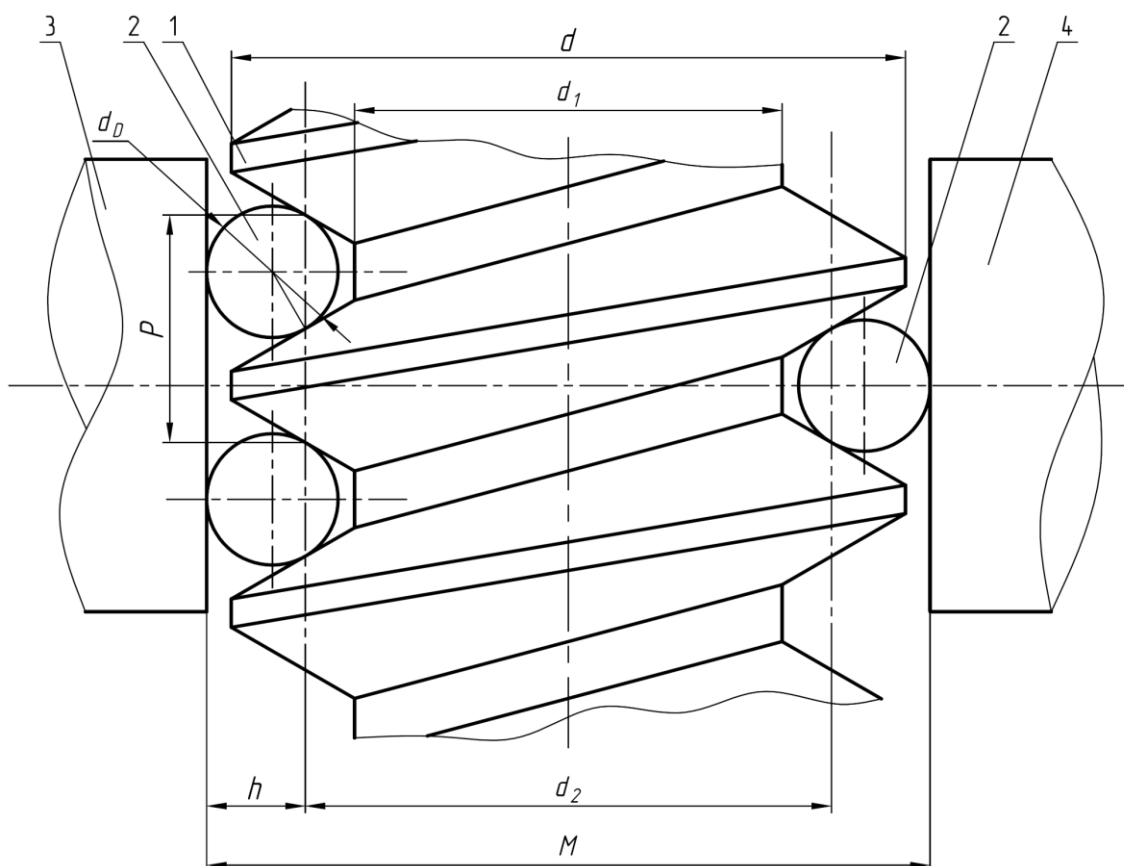


Рисунок 1.14 – Схема вимірювання середнього діаметра різьби:
1 – деталь із зовнішньою різьбою; 2 – дротики; 3 – п'ятка гладкого мікрометра;
4 – мікрогвинт гладкого мікрометра; М – розмір, що вимірюється [10, с. 111]

Попри це, загалом методика вимірювань для цих простих поверхонь є відомою. Однак зі збільшенням складності поверхні ускладнюється задача забезпечення її точності. Так, для розвинених поверхонь на кшталт ґратчастої або трабекулярної стандартні допуски та методи вимірювання не мають сенсу.

Можливим вирішенням проблеми є універсальні методи вимірювання. Ці методи дозволяють відтворити геометричну модель вимірюваної деталі з досить високою точністю, тим самим дозволяючи перевіряти більшість можливих критеріїв точності. Однак недоліком є складність обробки отриманих даних з використанням математичних перетворень.



Рисунок 1.15 – Універсальні методи вимірювання [11], [12], [13]

Тому було прийняте рішення у рамках дипломного проєкту дослідити точність розвинених структур за допомогою універсальних методів вимірювання.

Висновки по розділу 1

Провівши аналіз літературних джерел, було встановлено:

- кастомне ендопротезування – це перспективна технологія, яка є особливо затребуваною завдяки своїм можливостям. Однак у зв'язку з її новизною вона є складною та відносно мало дослідженою. Кастомні ендопротези є обширним поняттям, тому у рамках дипломного проєктування розглядаються виключно кастомні ендопротези кульшового суглобу.
- Інтегрований процес проєктування та виробництва кастомних ендопротезів містить низку етапів, на яких виникають похибки та неточності. Вони можуть спричинятися як програмними причинами на кшталт похибкою конвертації КТ/МРТ, так і фізичними – наприклад похибка друку або примірки. Було прийняте рішення у межах роботи спробувати оцінити за можливості зменшити неточності на різних етапах;
- адитивні технології є перспективною методикою формоутворення, яка дозволяє отримувати максимально складні поверхні. Це поняття включає у себе декілька різних типів технологій, кожен з яких має свій принцип дії та особливості. На підприємстві ТОВ “ОСТЕОНІКА” представлені 3D-принтери декількох таких типів, які використовуються для різних задач;
- для більшості простих типів поверхонь існують критерії точності та стандартні методи їх вимірювання. Для складних поверхонь такі критерії та методи вимірювання або складні у реалізації, або відсутні взагалі. Можливим виходом є використання універсальних методів вимірювання, але вони потребують важкої обробки отриманих даних. Тому у рамках дипломного проєкту було вирішено дослідити точність кастомного ендопротезу за допомогою універсальних методів вимірювання.

2. АНАЛІЗ БУДОВИ КАСТОМНОГО ЕНДОПРОТЕЗУ

Для визначення критичності питань забезпечення точності індивідуальних ортопедичних імплантів слід чітко розуміти які функції виконують ті чи інші їх поверхні. У рамках дипломного проекту об'єктом проєктування є ендопротез кульшового суглобу – кастомна ацетабулярна чашка, фото якої наведено на рисунку 2.1. Саме на прикладі цієї чашки буде розглядатися будова кастомних ендопротезів.



Рисунок 2.1 – Об'єкт дослідження – ацетабулярна чашка

2.1. Функціональні поверхні кастомних ендопротезів

Кастомні ендопротези кульшового суглобу можуть мати різні розміри та конфігурацію залежно від ступеню патологічного ураження або конструкторських міркувань. Однак відповідно до [5, с. 86], у кожному з них можна виділити ряд функціональних зон: робочу, первинної фіксації, вторинної фіксації та допоміжні.

Робоча зона – це той елемент імпланту, який забезпечує виконання його функцій, які варіюються залежно від його типу, розташування та призначення. Для суглобових ендопротезів такою функцією найчастіше є утворення суглобової поверхні для забезпечення з'єднання двох або більше кісток.

Однак, функції імпланту цим не обмежуються. Так, наприклад, у важких клінічних випадках, які супроводжуються значною втратою кісткової тканини внаслідок розвитку патологічного процесу, протез також виконує функцію заміщення, відновлення форми кістки та захисту внутрішнього органу. У такому випадку робоча зона імпланту також включає металеву імітацію втраченої кістки – “аугмент”.

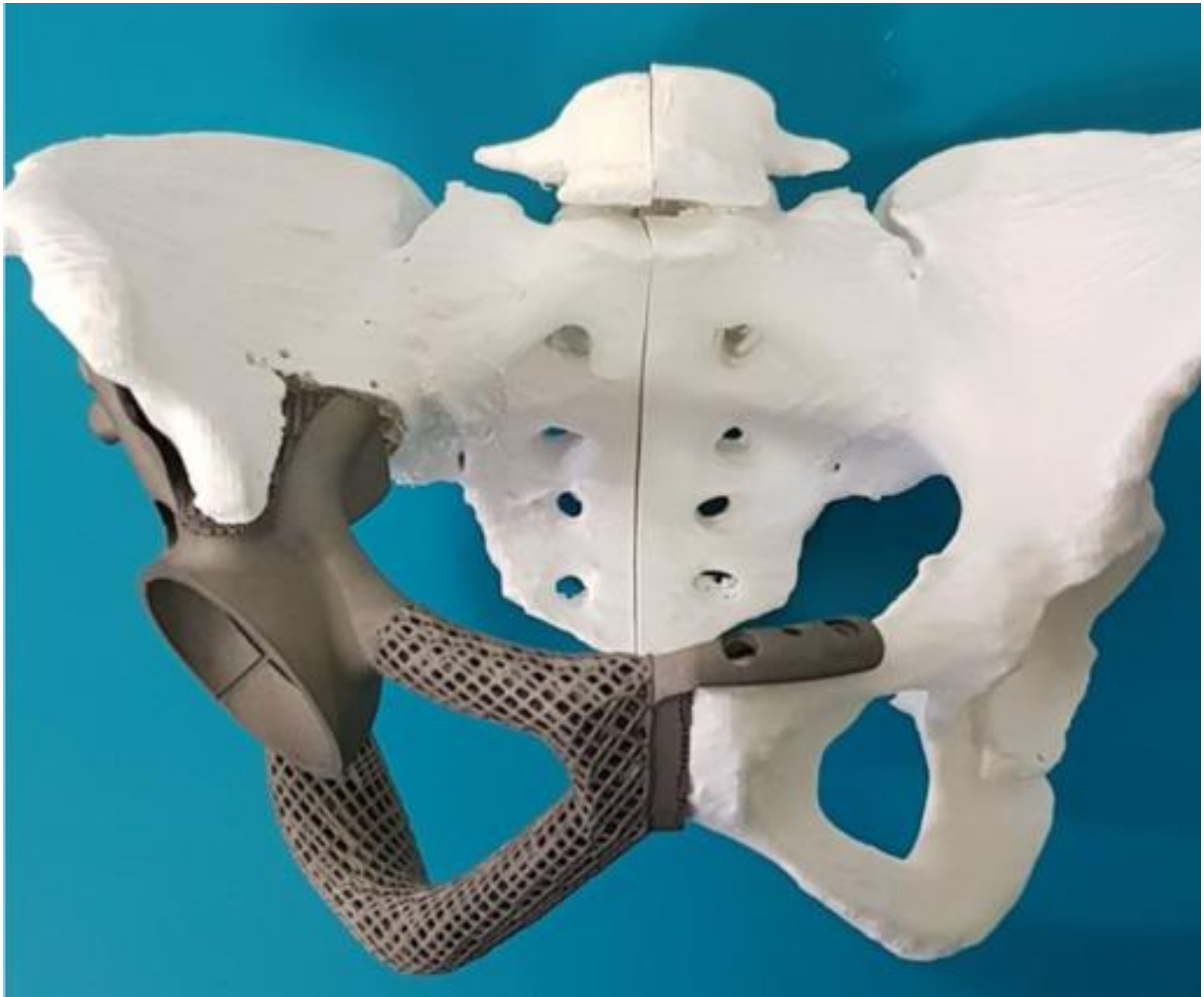


Рисунок 2.2 – Ендопротез кульшового суглобу та третини тазової кістки [12]

Робоча зона крім чашки включає імітацію лобкової (для захисту та фіксації органів малого тазу) та сідничної (для збереження можливості сидіння завдяки сідничним горбам) кісток

У об’єкті дослідження робоча зона представлена внутрішньою сферичною поверхнею, у яку кріпиться стандартизована пара тертя суглобу. Оскільки кріплення відбувається за допомогою тонкого шару кісткового

цементу (1-2 мм), для збільшення поверхні фіксації у напівсфері передбачені бороздни. Для забезпечення правильного розташування та функціонування пари тертя до напівсфери висуваються вимоги з точності, а саме до її діаметру та сферичності.



Рисунок 2.3 – Робоча зона об’єкту дослідження

Не менш важливою є зона первинної фіксації, яка забезпечує положення імпланту протягом перших кількох місяців після операції. Найчастіше ця фіксація здійснюється за допомогою гвинтів та криволінійних фланців. Фланці можуть виконуватися у різній кількості та конфігурації, однак їх мета завжди є незмінною – задати імпланту правильне положення відносно кістки.

У будь-якому ендопротезі кульшового суглобу є два головні орієнтири його положення відносно кістки – це кути антеверзії та інклінації. Вони відповідають кутовому відхиленню осі напівсфери імпланту у сагітальній та корональній площинах відповідно, і мають сталі значення – $10-20^\circ$ та $40-45^\circ$ відповідно. У разі невідповідності реальних кутів зміщуються біомеханічні лінії розподілу, що призводить до прискореного зношування імпланту та можливого лізису кістки з подальшим пролапсом чашки у порожнину тазу.

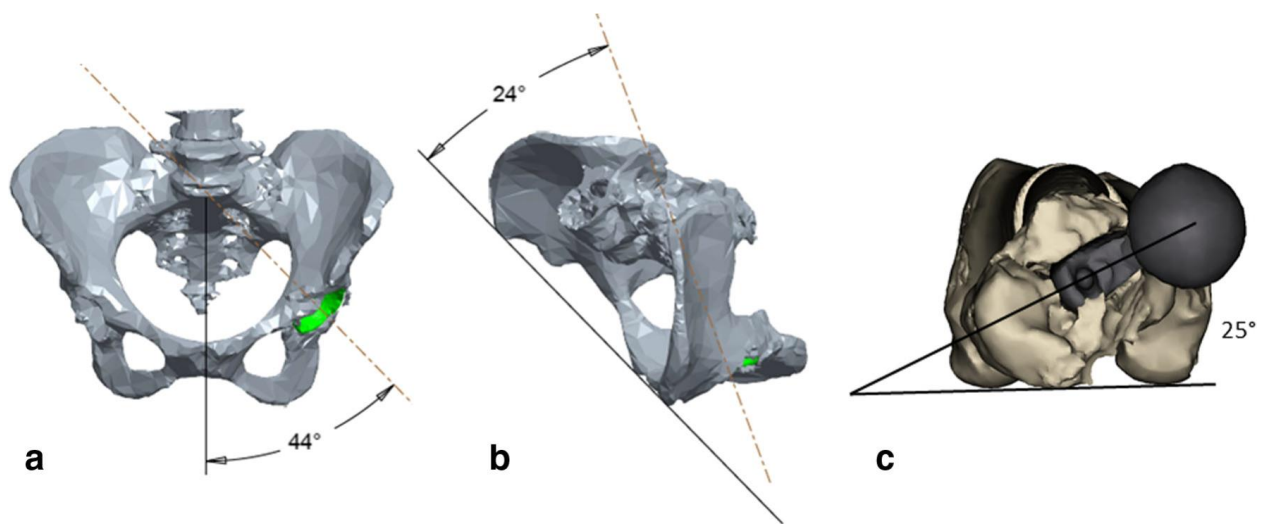


Рисунок 2.4 – Кути ацетабулярної інклінації (а), ацетабулярної антеверзії (b) та феморальної антеверзії (с) у клінічному випадку 51-річної пацієнтки [14]

Через такі жорсткі вимоги до позиціонування фланці кастомних ендопротезів мають складну криволінійну поверхню, які повторюють анатомічну поверхню кістки і тим самим забезпечують максимальну щільність контакту. Це відрізняє кастомні імпланти від стандартних, фланці яких є гнучкими задля фіксації імпланту у ручному режимі під час операції. Такий вид позиціонування є у рази менш точним.

Крім фланців, зона первинної фіксації також включає отвори для гвинтів. За допомогою гвинтів здійснюється закріплення протезу у тілі людини. Гвинти також повинні мати відносно точне позиціонування, адже тазова кістка оточена судинами, порушення цілісності яких може спричинити тяжкі операційні ускладнення аж до смерті пацієнта. Крім того, гвинти рекомендовано направляти вздовж біомеханічних ліній тазу. Все це висуває вимоги до точності отворів для гвинтів.

У об'єкті дослідження – кастомній ацетабулярній чашці – зона первинної фіксації представлена трьома фланцями та вісьмома отворами для гвинтів.



Рисунок 2.5 – Зона первинної фіксації об’єкта дослідження

Протягом кількох місяців після операції активується зона вторинної фіксації. Її головна мета – максимально сприяти успішному проходженню процесу остеоінтеграції. Остеоінтеграцією називають процес проростання кісткової тканини у внутрішню структуру ендопротезу, який найкраще відбувається під тиском на тканини. У зв’язку з цим для вставки імплантів у оброблену операційну поверхню зазвичай використовують принцип “press-fit”, яка є аналогом посадки з натягом з традиційного машинобудування. У випадках, коли тиск на кісткову тканину протипоказаний (значні ушкодження кістки, похилий вік пацієнту, остеопоротичні процеси у зоні проєктування) для кріплення дозволяється використовувати кістковий цемент.

Для кращого проростання зона вторинної фіксації часто містить поверхневі макроструктури – гратчасту, трабекулярну, тощо. Детальніше поверхневі структури описані у п.2.2.

Зона остеоінтеграції об’єкту дослідження включає зовнішню поверхню сфери та одного з криволінійних фланців, виконану у вигляді гратчастої структури.



Рисунок 2.6 – Зона вторинної фіксації (остеоінтеграції) об'єкту дослідження

У деяких імплантах також присутня додаткова зона. Вона включає технологічні отвори та інші елементи, необхідні для приєднання хірургічного інструментарію, навігаційних систем, базування під час обробки інших елементів імпланту, тощо. У об'єкті дослідження дана зона відсутня.

Всі вищевказані зони можуть мати різний вигляд та розмір у різних кастомних імплантах. Деякі з прикладів таких імплантів наведені на рис. 2.7.

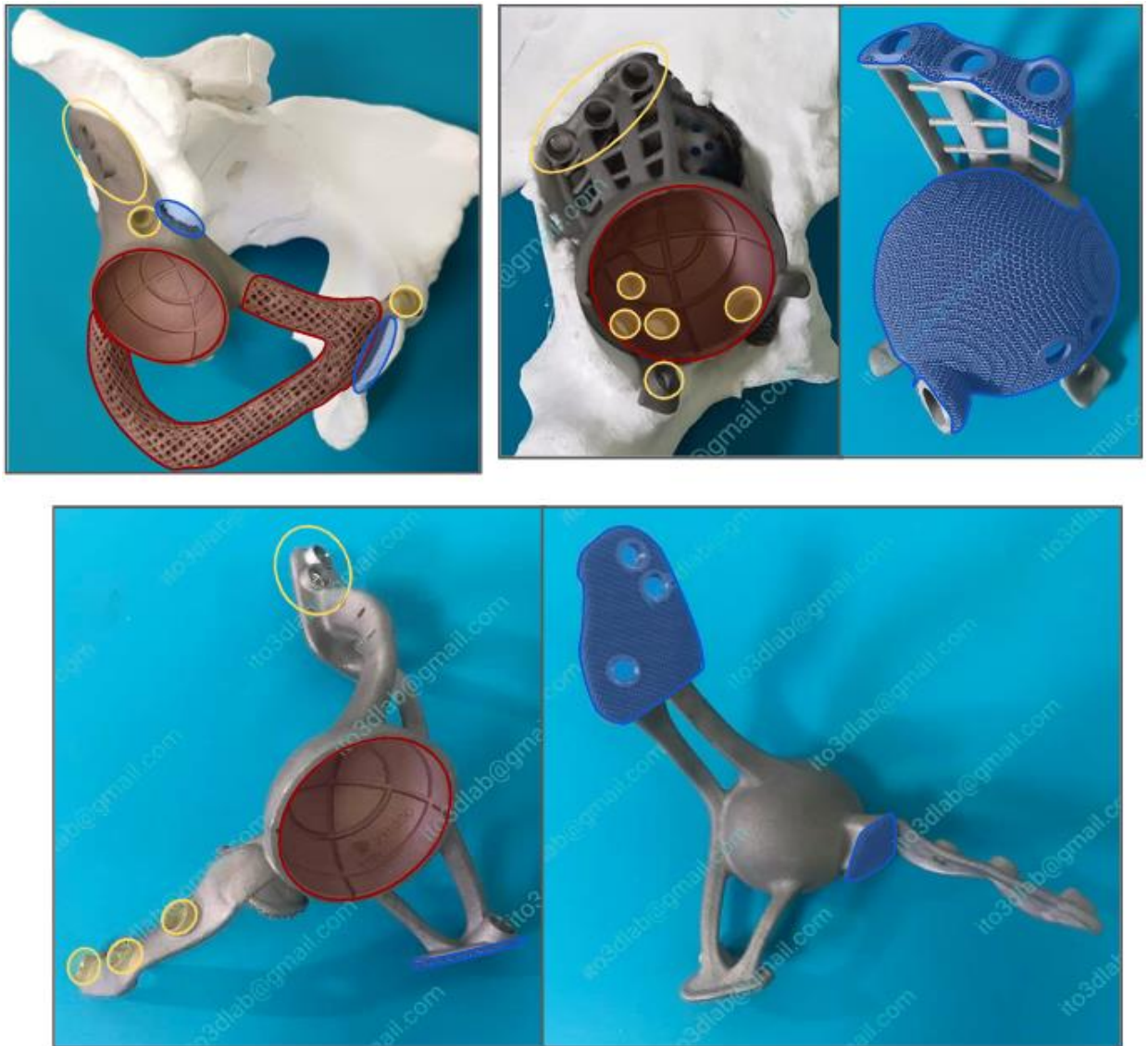


Рисунок 2.7 – Приклади кастомних ендопротезів кульшового суглобу [12]
 Червоним кольором виділена робоча зона, жовтим – зона первинної фіксації,
 синім – зона вторинної фіксації

2.2. Поверхневі структури кастомних ендопротезів

Кастомні ендопротези завжди вступають у прямий контакт з поверхнями кісток та інших органів людини. Для ендопротезів суглобів такий контакт найхарактерніше проявляється у зонах остеоінтеграції.

Для забезпечення якісного проростання кісткової тканини у будову імпланту вводять поверхневі макроструктури. Вони дозволяють значно збільшити площу контакту “кістка-імплант” без збільшення габаритів виробу. Окрім того, поверхневі структури певною мірою зменшують масу деталі, що робить її більш анатомічною.

Поверхневі структури поділяються на два типи – регулярні та нерегулярні (стохастичні). Регулярні, в свою чергу, поділяються на дво- та тривимірні, а стохастичні - на структури закритого та відкритого типу [5, с. 87].



Рисунок 2.8 – Класифікація поверхневих структур кастомних ендопротезів

Окремо варто згадати трабекулярну структуру. Трабекулярна кісткова структура знаходиться на кінці трубчастих кісток і в тілах хребців людського скелета. Вона складається з тонких плетених пластинок або стійок, які утворюють губчасту мережу.

Ця структура сприяє максимальній міцності при мінімальній масі скелета в цілому. Завдяки великій площі трабекулярної кісткової структури, вона слугує поживним субстратом, на якому може відбуватися взаємодія клітин з мінеральним матеріалом кістки [15, с. 32].



Рисунок 2.9 – Рентгенівський знімок сагітального розрізу проксимальної ділянки стегнової кістки, на якому чітко видно складні трабекулярні структури [15, рис.1]

Всі ці переваги роблять трабекулярну структуру одним з найкращих варіантів для проведення остеоінтеграції, тому її активно використовують у якості поверхневої структури при виготовленні ендопротезів.

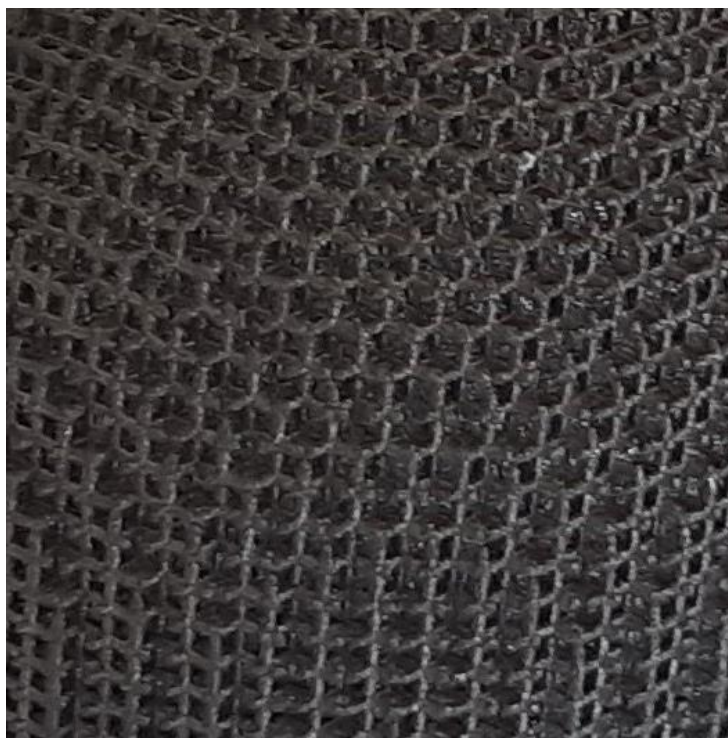


Рисунок 2.10 – Вигляд регулярної ґратки для неозброєного ока

У ацетабулярній чашці, яка є об'єктом дослідження, також присутня поверхнева структура у зоні вторинної фіксації. Ґратчаста структура поширюється на більшу частину зовнішньої сфери імпланту та поверхню більшого фланцю.

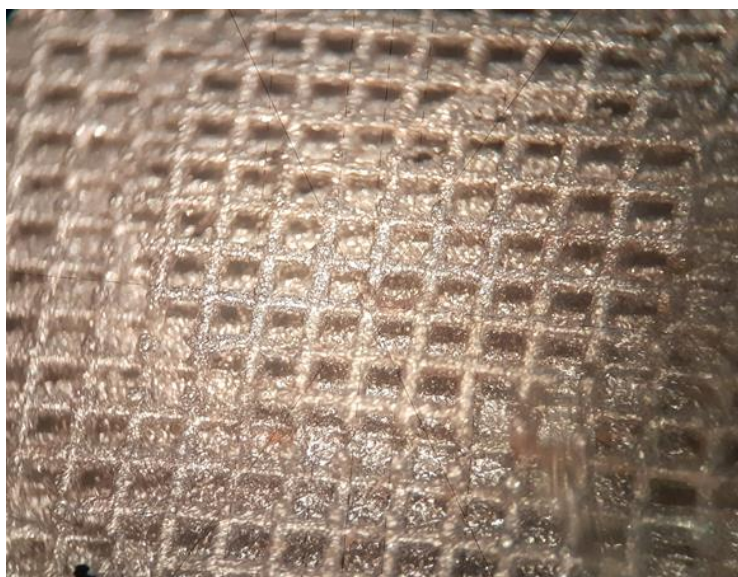


Рисунок 2.11 – Ґратчаста структура об'єкту дослідження під інструментальним мікроскопом

Складність будови поверхневих структур накладає певні обмеження на їх використання:

- складну структуру на кшталт трабекулярної майже неможливо виготовити конвенційними методами формоутворення на кшталт субтрактивних, особливо коли структура є закритою. Через це для виготовлення кастомних ендопротезів майже завжди використовують адитивне виробництво;
- пориста структура ускладнює вимірювання точності отриманої поверхні, адже конвенційні методи вимірювання поверхонь з розвиненою структурою на даний момент не визначені.

2.3. Внутрішні структури кастомних ендопротезів

Кастомні ендопротези також можуть мати різну внутрішню структуру залежно від їх призначення та розташування у тілі людини. У більшості випадків внутрішня структура виконується суцільною для попередження проростання кісткової тканини у зону кріплення пари тертя. Об'єкт дослідження дипломного проектування – кастомна ацетабулярна чашка – також має монолітну внутрішню структуру.



Рисунок 2.12 – Монолітна внутрішня структура об'єкту дослідження

Однак у деяких клінічних випадках доцільно використовувати пористу внутрішню структуру імпланту – наприклад, гратчасту або трабекулярну. Причинами для цього може бути підвищені вимоги до остеоінтеграції. Це особливо актуально для деталей типу “аугмент”, метою яких є заміщення втраченої кісткової маси для нормальної фіксації стандартизованих елементів.

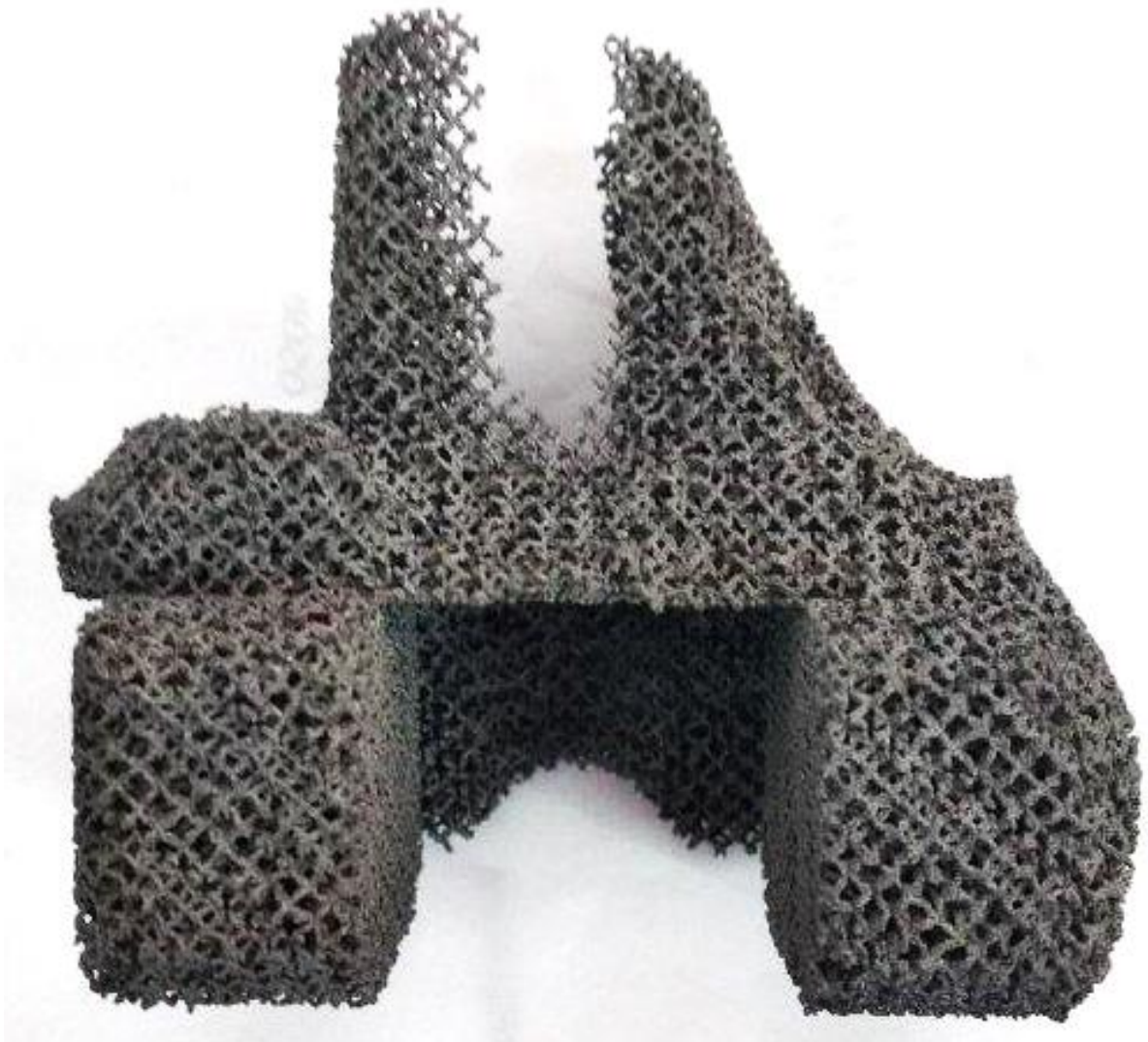


Рисунок 2.13 – Кастомний імплант з наскрізною пористою структурою

Висновки по розділу 2

Провівши аналіз будови об'єкту дослідження дипломного проєкту – кастомної ацетабулярної чашки, можна зробити ряд висновків:

- будь-який з кастомних імплантів можна розділити на ряд функціональних зон, кожна з яких має своє призначення;
- будова кастомного ендопротезу поєднує в собі як конвенційні елементи (напівсфера, отвори для гвинтів), так і поверхні складної форми (фланці, кісткові аугменти, тощо);
- у будові кастомних ендопротезів часто використовують розвинені структури на кшталт трабекулярної, які є важкими у виготовленні та вимірюванні.

Тому у рамках дипломного проєкту було прийняте рішення дослідити точність зони вторинної фіксації імпланту – тобто зовнішню гратчасту поверхню напівсфери та криволінійного фланця.

3. МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ТОЧНОСТІ КАСТОМНИХ ЕНДОПРОТЕЗІВ

У ході дипломного проєктування вирішено було дослідити точність зовнішньої трабекулярної поверхні кастомного імпланту за допомогою двох універсальних методів вимірювання – контактного та безконтактного.

Досліди проводилися на трьох різних деталях. Два пластикові прототипи, надруковані за різними технологіями на принтерах KLEMA 250 Pro (FDM) та Phrozen Sonic Mighty 4K (LCD), мали гладку суцільну поверхню у зоні остеointegraції, тоді як фінальний титановий імплант мав ґратчасту структуру. Для порівняння використовувалася CAD-модель, на основі якої були надруковані всі три деталі.



Рисунок 3.1 – Деталі, які використовувалися у дослідженні.
Зліва направо: фінальний імплант, FDM-прототип, LCD-прототип

3.1. Контактні методи вимірювання точності на прикладі координатно-вимірювальної машини MITUTOYO

3.1.1. Методика дослідження

У ролі контактного методу дослідження використовувалася координатно-вимірювальна машина MITUTOYO, роздільна здатність якої – 0,01 мм, інші метрологічні характеристики машини див. [10, табл. 5.26].



Рисунок 3.2 – Координатно-вимірювальна машина MITUTOYO

Для вимірювання поверхонь була обрана необхідна кількість точок відповідно до [10, табл. 5.25]. Як для фланця, так і для сфери обрали критерій кількості точок $n > 70$.

Для закріплення та забезпечення деталей під час вимірювання повторно використали оснащення, яке створювалося для іншого проєкту. Попри це, воно дозволило забезпечити фіксацію деталей за допомогою одного з отворів у чашці.



Рисунок 3.2 – Оснащення для закріплення деталей під час вимірювання

Закріплену на оснастці деталь кріпили до робочого столу КВМ, після чого у напівавтоматичному режимі починали сканування.

Спочатку була відсканована поверхня півсфери. Оператор у ручному режимі рухався від її периферії до верхівки. Отримані координати кожної точки додавалися у ТХТ-файл для подальшого аналізу.



Рисунок 3.3 – Вимірювання поверхні півсфери титанового імпланту

Після вимірювання сфери оператор проводив сканування криволінійного фланцю без зміни установки деталі.



Рисунок 3.4 – Вимірювання поверхні фланцю титанового імпланту

Під час сканування був виявлений перший недолік технології – вимірювальна кулька не могла дістатися місця стику двох вимірюваних поверхонь, що робило модель неінформативною у цій зоні. Можливим

вирішенням проблеми на етапі вимірювання може бути зміна наконечнику вимірювального щупу, а на етапі обробки даних – проведення екстраполяції двох поверхонь до місця їх перетину.



Рисунок 3.5 – Проблема доступу до місця стику двох поверхонь

Аналогічним чином були виміряні пластикові моделі FDM та LCD. Фіксація деталі на оснащенні та маршрут обстеження були аналогічні.



Рисунок 3.6 – Сканування деталі FDM

Обидві деталі, на відміну від титанової, мали більшу пластичність за рахунок властивостей їх матеріалів, через що фіксація за допомогою гайки була недостатньо жорсткою. Тому для компенсації у схему закріплення додали призматичний блок для блокування небажаної ротації.



Рисунок 3.7 – Сканування деталі LCD

3.1.2. Аналіз отриманих даних

Після зняття даних подальші обчислення проводилися у програмному середовищі Geomagic Control X. Розглянемо процес аналізу отриманих даних на прикладі координат фінального титанового імпланту.

Отриманий ТХТ-файл, який містить координати всіх вимірюваних точок для заданої деталі, імпортується у програмне середовище.

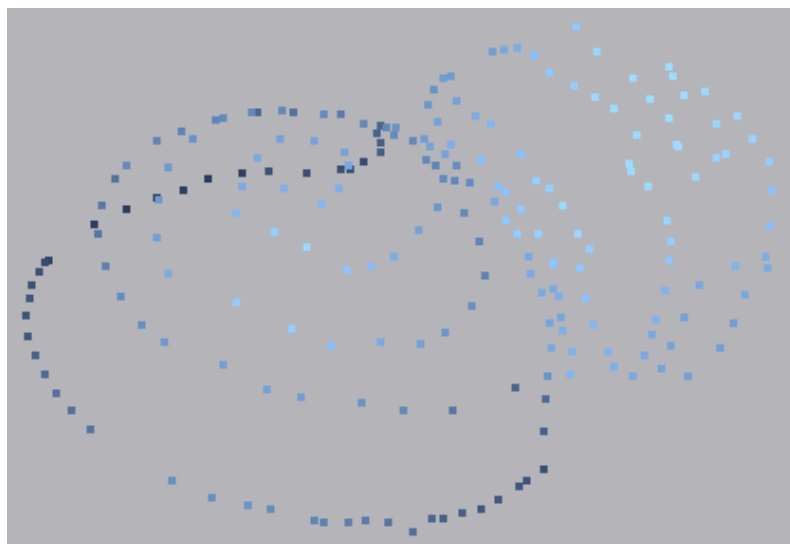


Рисунок 3.8 – Імпортована хмара точок імпланту

Оскільки при вимірюванні використовувався щуп з кулькою $\varnothing 4.99$ мм, була побудована огибаюча еквідистантна поверхня для компенсації.

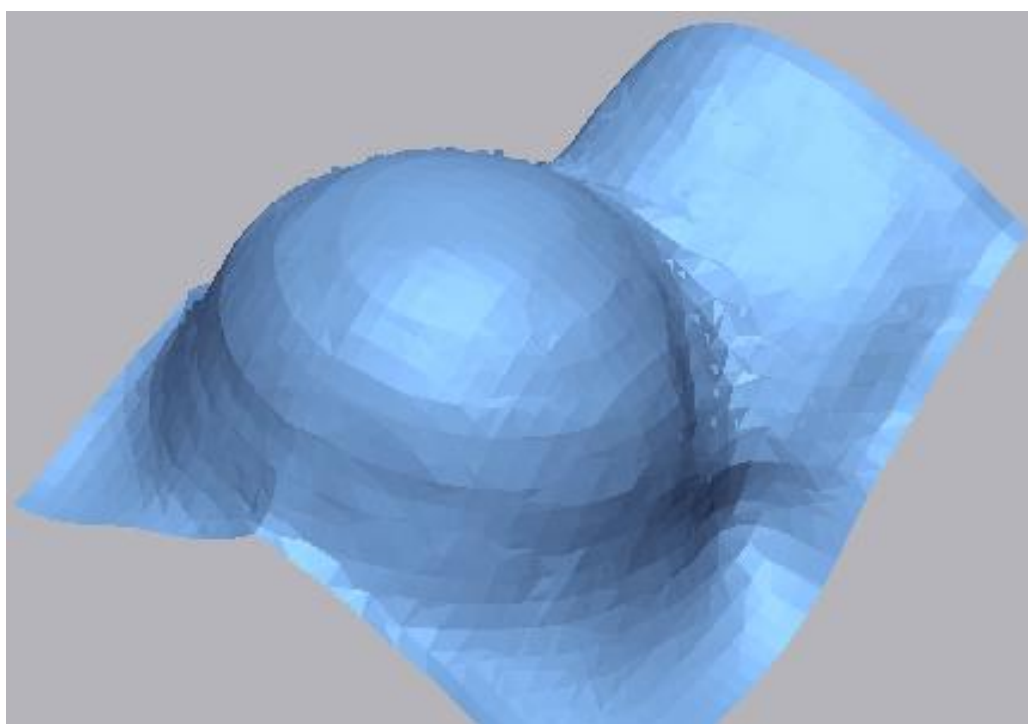


Рисунок 3.9 – Отримана еквідистантна огибаюча імпланту

Для оцінки отриманих даних імпортуємо у програмне середовище вихідну CAD-деталь у форматі STL, яка використовується як номінальна поверхня для порівняння.



Рисунок 3.10 – Огинаюча поверхня та імпортована CAD-модель

Як бачимо, положення двох моделей не збігається за рахунок різниці системи координат під час проєктування та вимірювання. За допомогою алгоритмічної функції “Best Fit Alignment” співставимо положення номінальної та реальної моделі для подальшого порівняння.

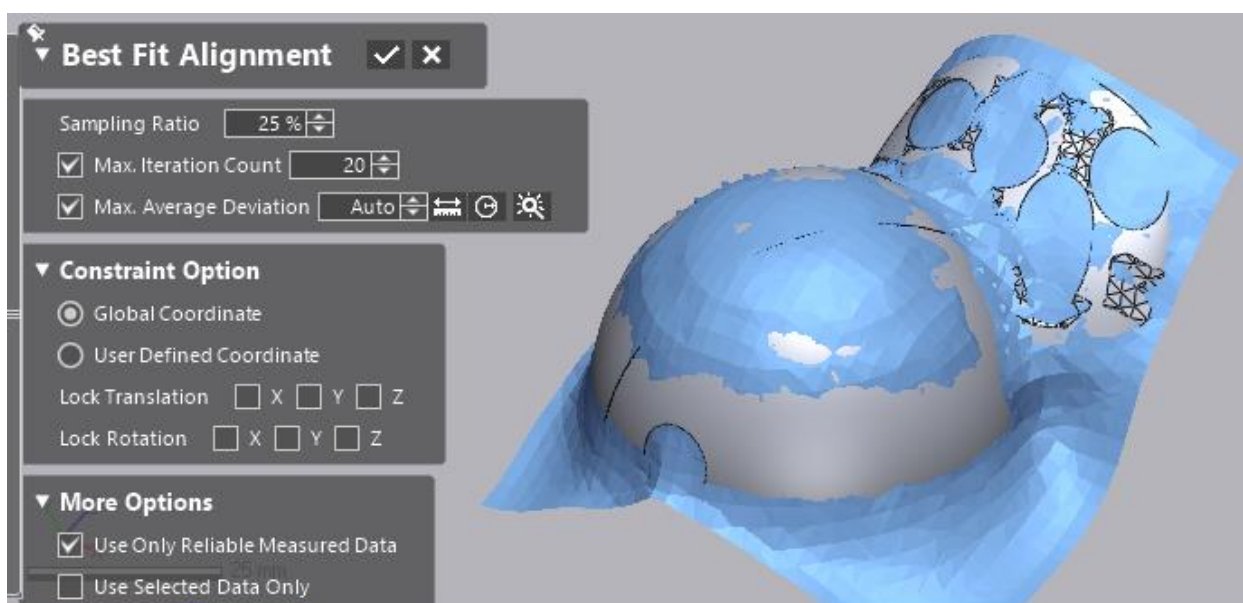


Рисунок 3.11 – Співставлення моделей за допомогою “Best Fit Alignment”

Візуально оцінюємо, що реальна поверхня має відхилення від номінальної. Порівняємо їх відхилення більш детально за допомогою інструменту “3D Compare”, який будує кольорову мапу відхилень поверхонь.

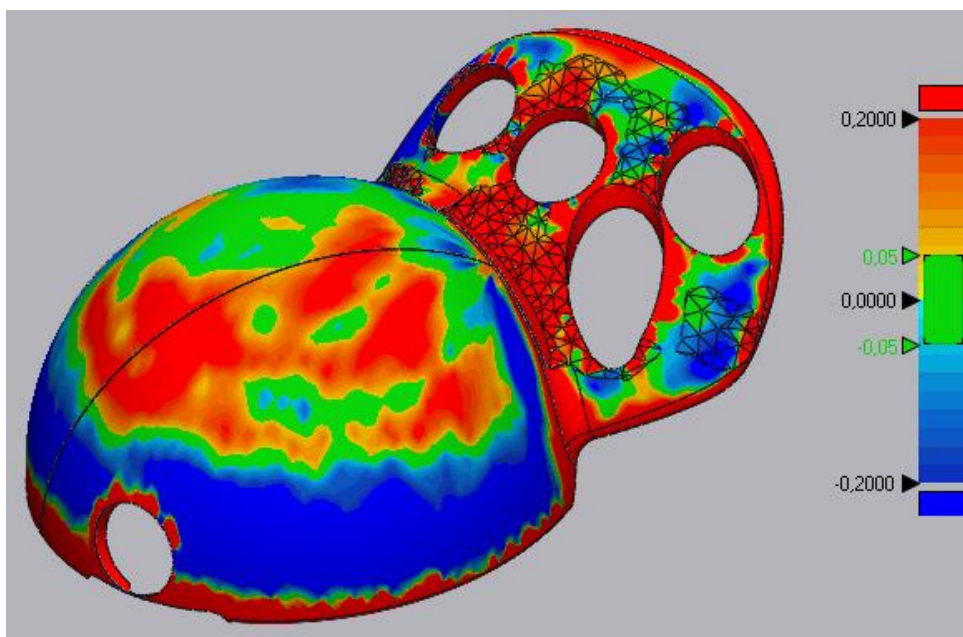


Рисунок 3.12 – Результат порівняння номінальної та реальної поверхні імпланту

Як бачимо, отримана реальна поверхня має різні значення відхилень у різних точках, причому ближче до центру точність збільшується і наближається до 0,05 мм – роздільної здатності КВМ – позначеної на мапі зеленим кольором.

Аналогічним чином проводиться аналіз даних для пластикових прототипів. Провівши аналіз моделі FDM, отримуємо картину розподілу відхилень, яка дещо відрізняється від результатів для попередньої моделі.

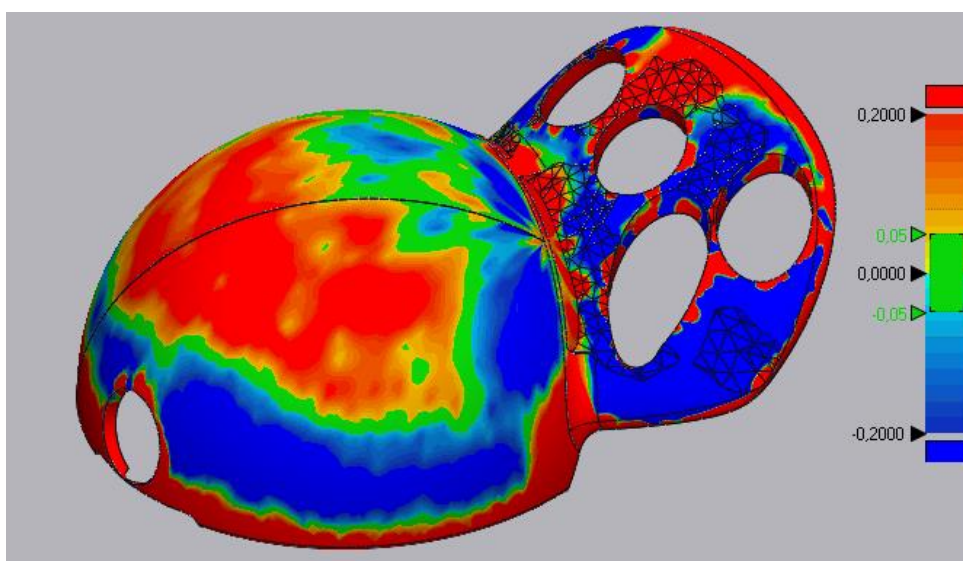


Рисунок 3.13 – Розподіл відхилень прототипу FDM

Як бачимо, фланець прототипу має значно меншу точність, як і верхівка сфери. Це може пояснюватися гнучкістю моделі та консольним закріпленням фланця, що і вплинуло на виміри.

Найкращий результат дослідження отриманий для прототипу LCD.

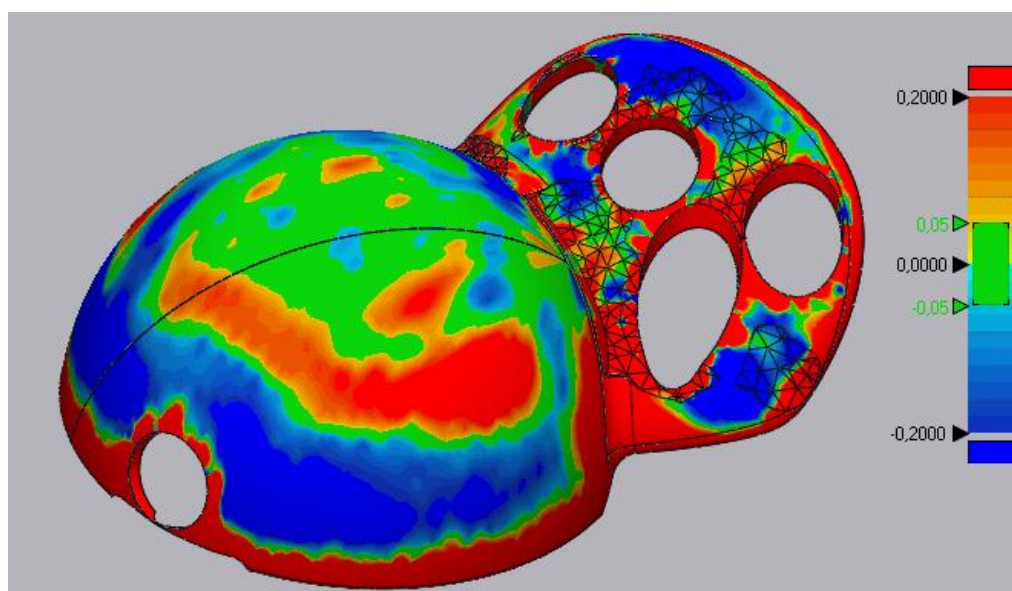


Рисунок 3.14 – Розподіл відхилень прототипу LCD

Його точність є дещо меншою у зоні фланцю та периферії напівсфери, однак відхилення верхівки сфери майже повністю входять до бажаного діапазону значень.

3.2. Безконтактні методи вимірювання точності на прикладі оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect

3.2.1. Методика дослідження

Також були проведені аналогічні випробування на оптичному 3D-сканері Shining 3D AutoScan Inspect. Його регламентована роздільна здатність – 10 мкм, інші технічні характеристики див. [16, с. 4].

Для позиціонування деталі використали стандартне оснащення сканера та один з отворів фланця деталей.



Рисунок 3.15 – Оптичний 3D-сканер Shining 3D AutoScan Inspect

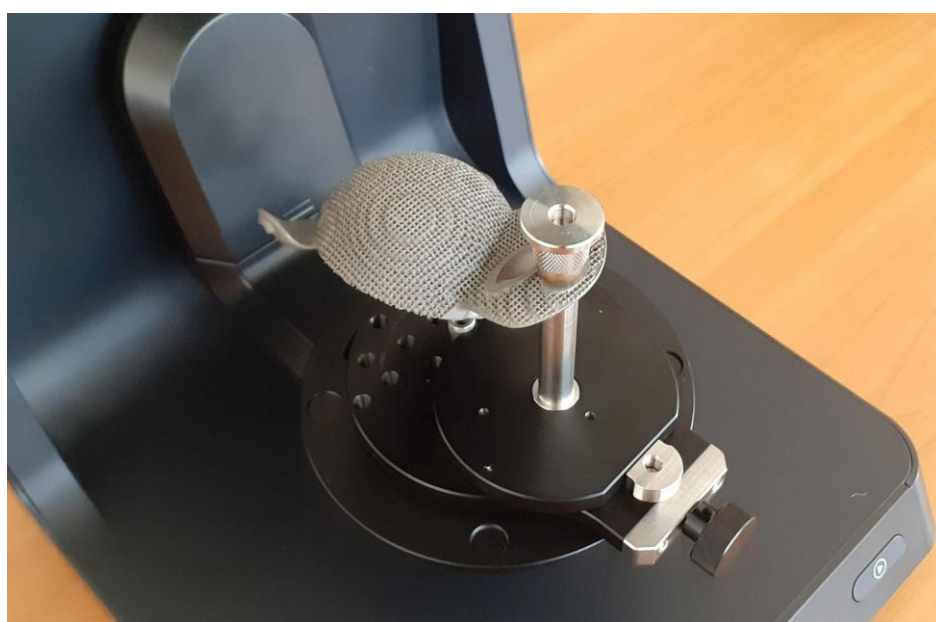


Рисунок 3.16 – Оснащення для закріплення дослідних зразків

Закріплена деталь у автоматичному режимі сканувалася та оброблювалася, а отримана хмара точок виводилася у форматі ASC.



Рисунок 3.17 – Процес сканування деталі

3.2.2. Аналіз отриманих даних

Як і у п.3.1.2., обробка даних проводилася у програмному середовищі Geomagic Control X за аналогічною методикою, однак процес має певні відмінності. Розглянемо його на прикладі прототипу FDM.

Імпорт хмари точок відбувається аналогічно до минулої методики, однак вже на цьому етапі помітна суттєва відмінність від результатів контактного вимірювання – кількість точок наближається до 4 млн, на відміну від ~150 точок при вимірюванні на КВМ.

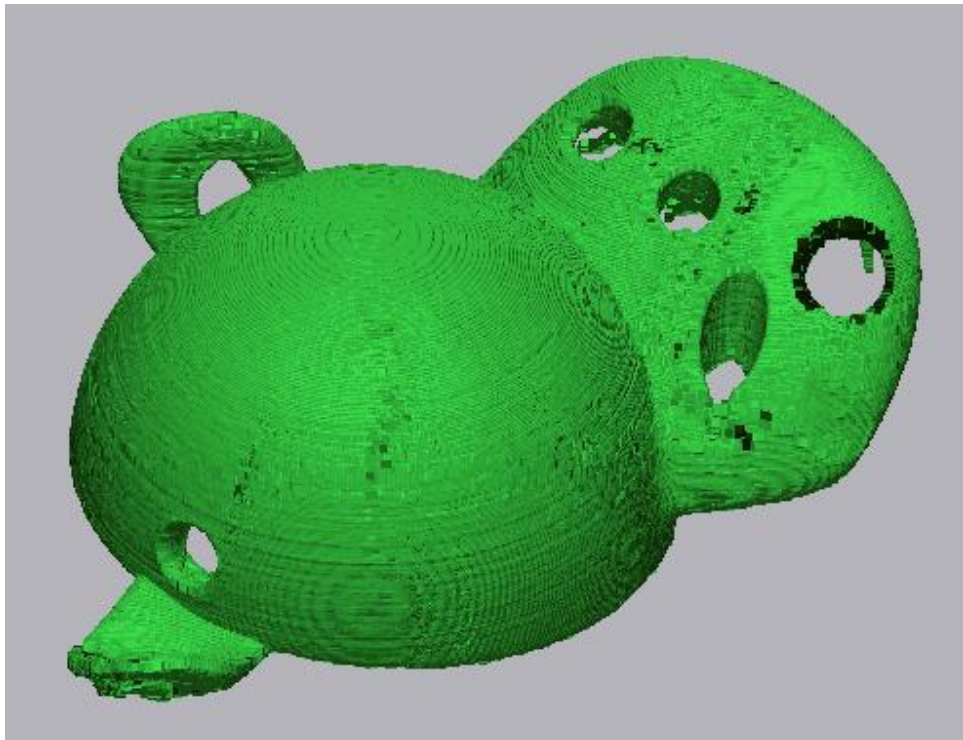


Рисунок 3.18 – Імпортована хмара точок

Завдяки оптичній суті вимірювання немає необхідності враховувати розмір щупа та будувати еквідистанту. Крім того, велика кількість відсканованих точок дозволяє не екстраполювати огинаючу поверхню, а порівнювати номінальну модель з кожною з реальних точок. Тому на етапі базування крім номінальної моделі використовуємо хмару точок замість огинаючої.

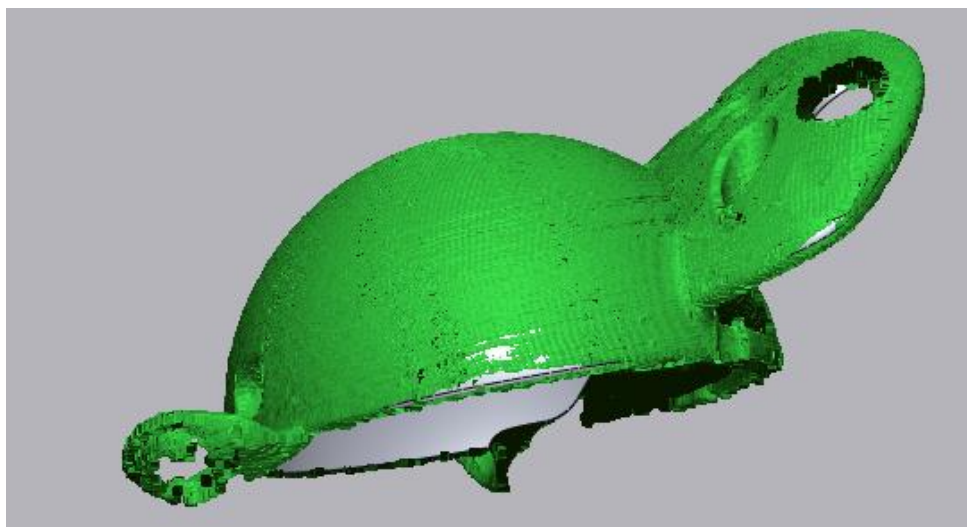


Рисунок 3.19 – Суміщена хмара точок та номінальна поверхня

Порівнявши реальну дані з номінальною моделлю, бачимо суттєві відмінності від результатів попередніх досліджень. Деталь має значно менші відхилення, які на більшості поверхні лежать у межах 0,05 мм.

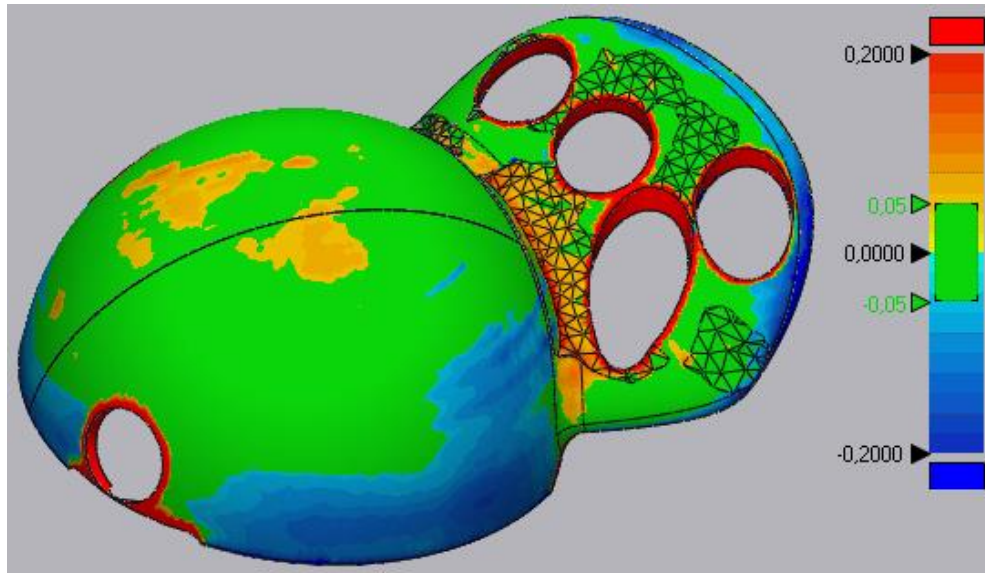


Рисунок 3.20 – Розподіл відхилень прототипу FDM

При аналізі прототипу LCD отримуємо майже ідентичний результат. Його точність є трохи меншою на верхівці напівсфери, що ймовірно пояснюється легким відблизком матеріалу прототипу.

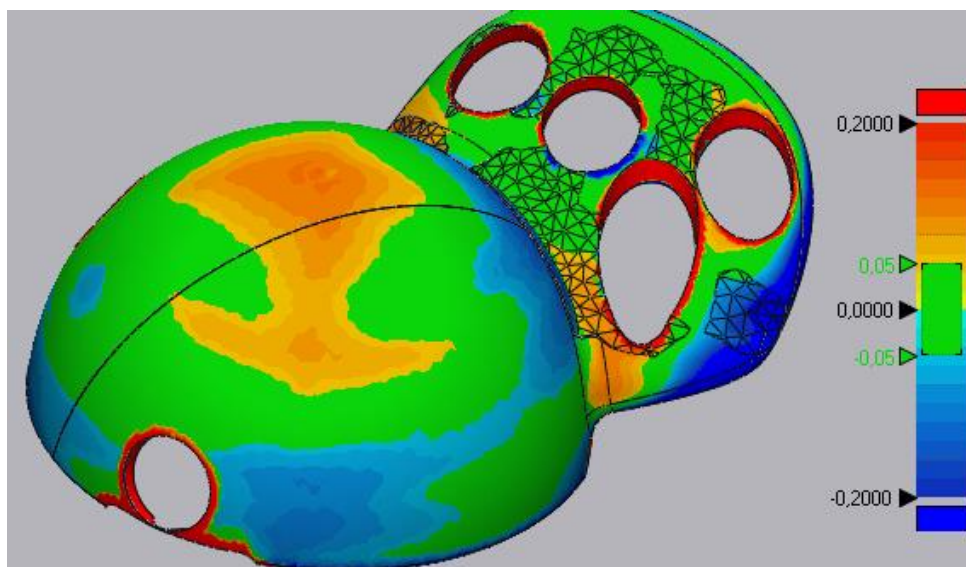


Рисунок 3.21 – Розподіл відхилень прототипу LCD

При аналізі фінального імпланту з трабекулярною структурою результати були абсолютно неінформативними за рахунок шумів, відблисків та спроби розпізнавання порожнин.

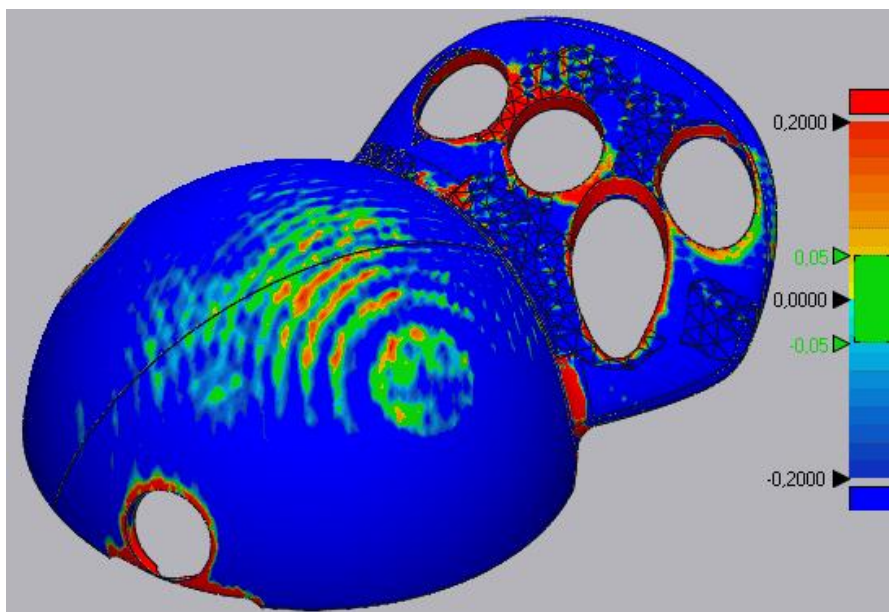


Рисунок 3.22 – Розподіл відхилень титанового імпланту

Було прийняте рішення вручну покрити гратчасту поверхню парафіном для зменшення шумів. Після цього процедура сканування та обробки даних була проведена аналогічно.

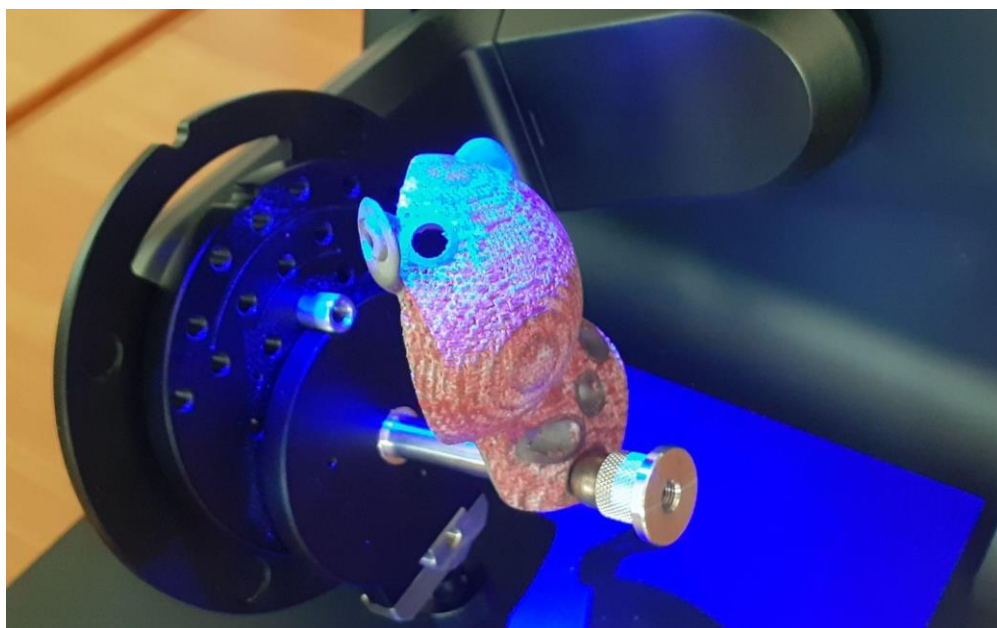


Рисунок 3.23 – Імплант, покритий червоно-білим парафіном

Після проведення аналізу даних отримана картина розподілу була більш інформативною, що свідчить про доцільність використання парафіну.

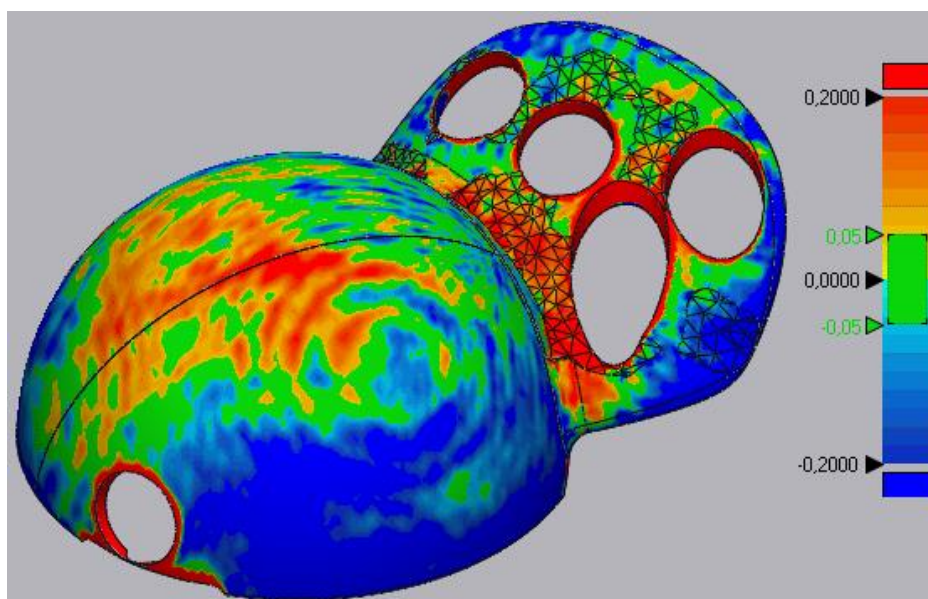


Рисунок 3.24 – Розподіл відхилень покритого парафіном імпланту

Висновки по розділу 3

Після проведення ряду досліджень та аналізу і порівняння отриманих даних, можна зробити наступні висновки:

- під час сканування пластикових прототипів виникали неточності за рахунок пружності матеріалу під час його контакту з вимірювальним щупом. Попри це, КВМ дозволяється використовувати для таких деталей за умови достатньої кількості точок сканування;
- при скануванні титанового імпланту отримана поверхня має нижчу точність, ніж відповідні поверхні з пластикових деталей, однак вона все ж таки дозволяє отримати загальне уявлення про точність деталі, тому КВМ можна використати для попереднього аналізу точності;
- найкращий результат показало сканування гладких пластикових прототипів. Для компенсації відблиску прототипу LCD рекомендовано використовувати тальк або аналогічний засіб;

- при первинному скануванні гратчастої структури отримана модель була абсолютно неінформативною за рахунок відблисків шумів та порожнин, тому стандартне сканування розвинених поверхневих структур не має сенсу;
- покрита парафіном поверхня була більш інформативною і ближчою до номінальної поверхні, однак все ще недостатньо якісною для отримання реальних висновків про точність деталі. Доцільно провести подальші дослідження з вибору заповнювача (медичний парафін, біоактивні матеріали, тощо), технології його нанесення та математичного моделювання отриманих даних.

4. ДОСЛІДЖЕННЯ ТОЧНОСТІ РОБОТИ 3D-ПРИНТЕРІВ KLEMA 250 PRO ТА PHROZEN SONIC MIGHTY 4K

Для комплексного забезпечення точності інтегрованого процесу виготовлення кастомних ендопротезів також було проведено дослідження точності роботи двох 3D-принтерів, які використовуються на підприємстві «Остеоніка» – FDM-принтеру KLEMA 250 Pro та LCD принтеру Phrozen Sonic Mighty 4K. Для цього на двох машинах надрукували дві серії прототипів і порівняли отримані моделі, їх відхилення від номінальних розмірів, тощо.

4.1. Методика дослідження

4.1.1. Огляд технічних характеристик принтерів

KLEMA 250 Pro

На підприємстві ТОВ “Остеоніка” найчастіше використовується 3D-принтер KLEMA 250 Pro. Він використовує технологію FDM, суть якої була розглянута у п.1.3. цієї роботи. Параметри принтеру наведені у табл. 4.1.

Для друку використовувався PLA-пластик від компанії Monofilament. Його характеристики та рекомендовані режими друку наведені у табл. 4.2.

Phrozen Sonic Mighty 4K

Окрім KLEMA, на підприємстві ТОВ “Остеоніка” також використовується принтер Phrozen Sonic Mighty 4K. На відміну від попередньої машини, для друку він використовує технологію LCD, суть роботи якої була пояснена у п. 1.3.

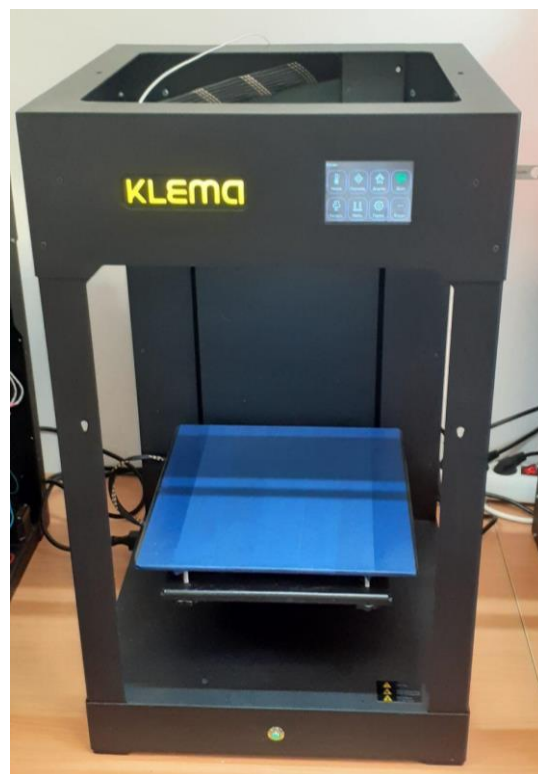


Рисунок 4.1 – 3D-принтер KLEMA 250 Pro [17]

Таблиця 4.1 – Параметри принтеру KLEMA 250 Pro [17]

Параметр	Значення
Область побудови	250 x 250 x 350 мм
Діаметр сопла	0.4 мм
Мінімальна висота шару	0.03 мм
Точність позиціонування	0.00125 мм у вісях XYZ
Швидкість друку	до 200 мм/сек
Швидкість переміщення каретки	до 270 мм/сек
Температура сопла	Максимум 320°C
Температура платформи	Максимум 130°C
Тип пластику	PLA
Діаметр прутка	1,75 мм

Таблиця 4.2 – Характеристики та рекомендовані режими друку пластику PLA від Monofilament [18]

Параметр	Значення
Діаметр нитки, мм	1,75/2,90 +/-0,05
Овальність, мм	+/-0,02
Лінійна маса, м/кг (довжина 1кг 1,75мм)	325-335
Температура екструдера	200-220 °C
Температура платформи	50-70 °C
Обдув моделі	потрібний
Швидкість друку	30-80 мм/сек



Рисунок 4.2 – Принтер Phrozen Sonic Mighty 4K [19]

Характеристики друку для даної машини наведені у табл. 4.3

Табл. 4.3 – Параметри та рекомендовані режими друку принтеру Phrozen Sonic Mighty 4K [19].

Параметр	Значення
Область побудови	200 x 125 x 220 мм
Висота шару	0.01 - 0.3 мм
Точність позиціонування	0.052 мм у вісях XY
Швидкість друку	до 80 мм/год

4.1.2. Тестовий зразок

Для проведення експериментів був розроблений тестовий зразок для друку, ескіз якого наведений на рисунку 4.3.

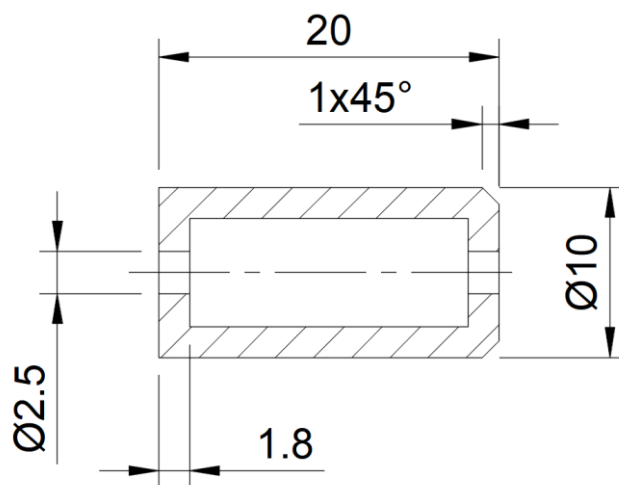


Рисунок 4.3 – Ескіз тестового зразку

Конструктивні параметри зразку пояснюються особливостями адитивних технологій, що були використані при випробуваннях. Деталь виконана у вигляді пустотілого циліндру, оскільки для дослідження інтерес становлять лише зовнішні розміри деталі, а саме – її зовнішній діаметр. Відповідно, доцільно зменшити витрату матеріалу за рахунок введення внутрішньої порожнини.

Оскільки Phrozen Sonic Mighty 4K використовує рідку смолу для друку, у конфігурацію тестового зразку був доданий наскрізний отвір для витікання невикористаного матеріалу. Також для зручності орієнтування деталі на одному з торців була додана фаска $1 \times 45^\circ$.

4.1.3. Послідовність експерименту

У ході експерименту досліджувалася зміна точності розмірів тестового зразку залежно від його розташування на робочій платформі. Для цього дослідний зразок розмістили у центрі платформи (точка 0 на схемі) та у чотирьох її кутах на рівновіддаленій відстані від центру. Відстань обрали за 50 мм, оскільки більше значення може створити проблеми з правильною побудовою підтримок для друку. Схема розташування зразків для 3D-принтеру Phrozen Sonic Mighty 4K наведена на рисунку 4.4.

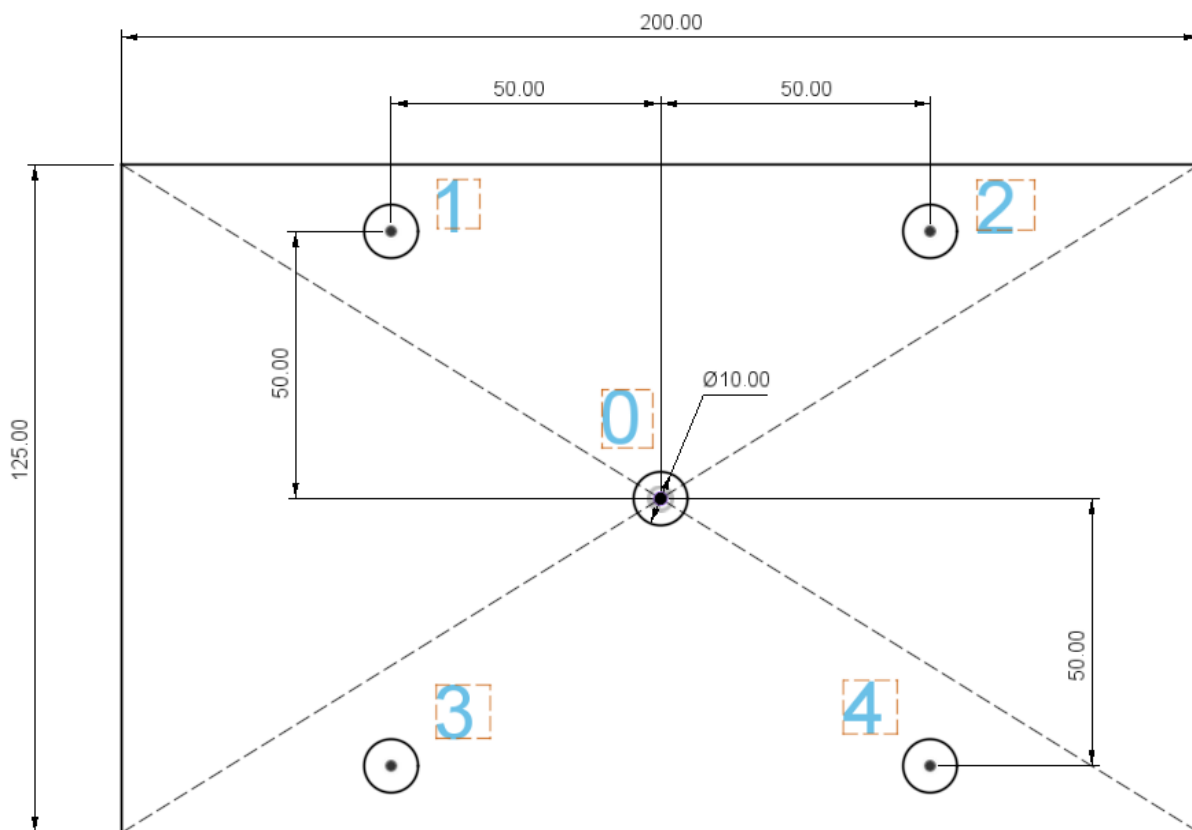


Рисунок 4.4 – Схема розташування зразків для Phrozen Sonic Mighty 4K

3D-принтер KLEMA 250 Pro має більші розміри робочої платформи, що дозволяє встановити зразки на більшій відстані від центру, ніж 50 мм. Однак для уніфікації досліджень та якості друку обох принтерів залишимо відстань незмінною. Таким чином, схема розташування зразків для KLEMA 250 Pro матиме наступний вигляд:

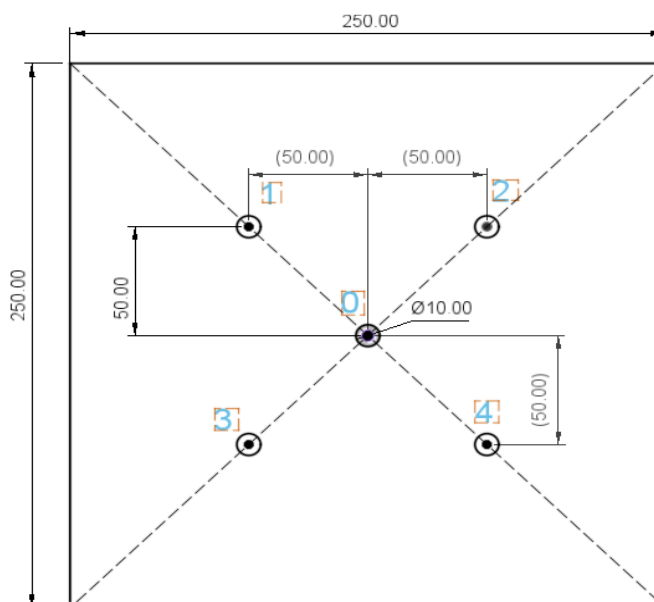


Рисунок 4.5 – Схема розташування зразків для KLEMA 250 Pro

Кожен з двох принтерів має власний слайсер – програмне забезпечення, яке дозволяє нарізати на шари файл STL і створити керуючу програму для принтеру. Для KLEMA 250 Pro з цією метою використовуємо Ultimaker Cura 5.3.0.

У середовищі Cura розташовуємо деталі відповідно до схеми, перевіряємо налаштування друку, створюємо керуючу програму. Для слайсингу використовувався спеціальний профіль друку, який базується на рекомендованому профілі Cura – “Fine”, однак містить відмінності відповідно до можливостей принтера та рекомендованих режимів друку для заданого матеріалу. Налаштування друку та керуюча програма наведені у додатку А.

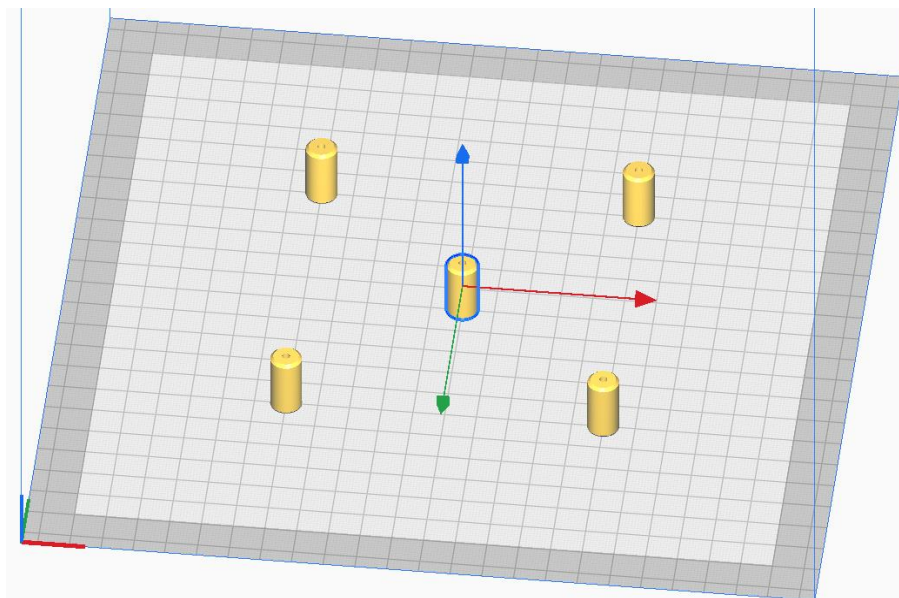


Рисунок 4.6 – Схема розташування деталей у середовищі Cura

Аналогічно створюємо керуючу програму для Phrozen Sonic Mighty 4K. Для цього використовується програмне середовище Chitobox V1.9.4. Розташування деталей аналогічне, відповідно до рисунку 4.4. Налаштування режимів друку та керуюча програма наведені у додатку А.

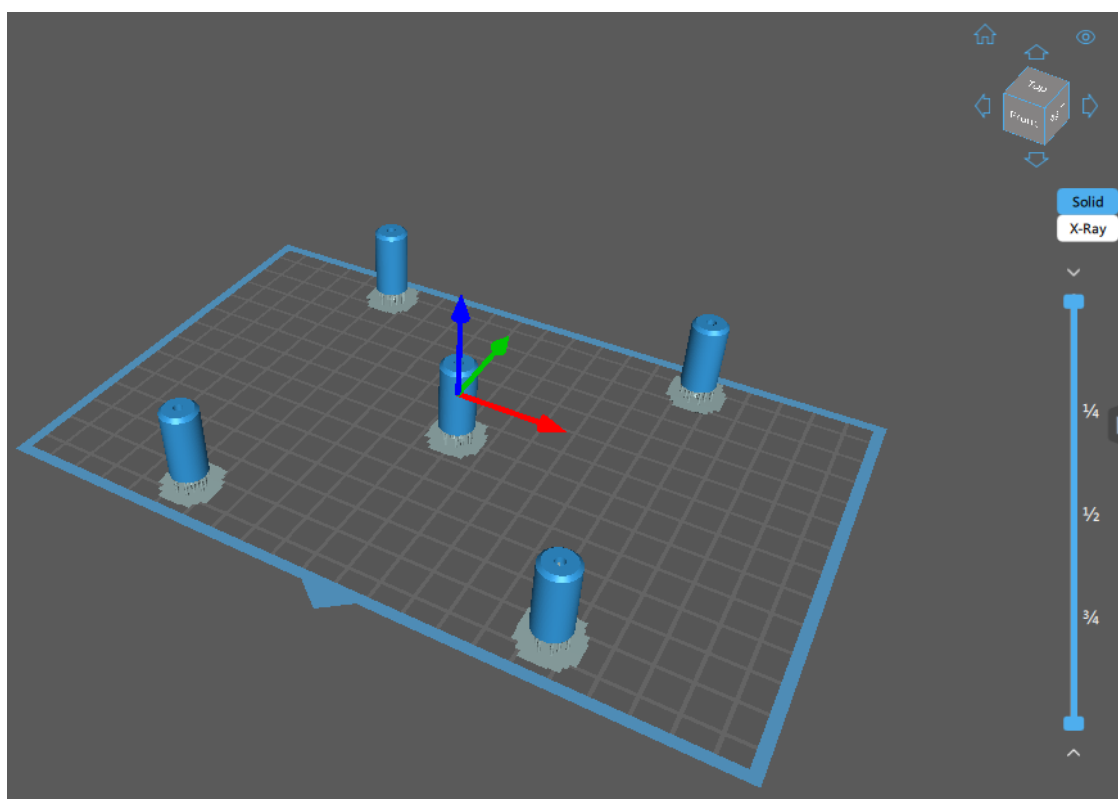


Рисунок 4.7 – Схема розташування деталей у середовищі Chitobox

4.2. Аналіз результатів дослідження

У ході дослідження було отримано дві партії зразків. Фото отриманих зразків наведені на рис. 4.8.

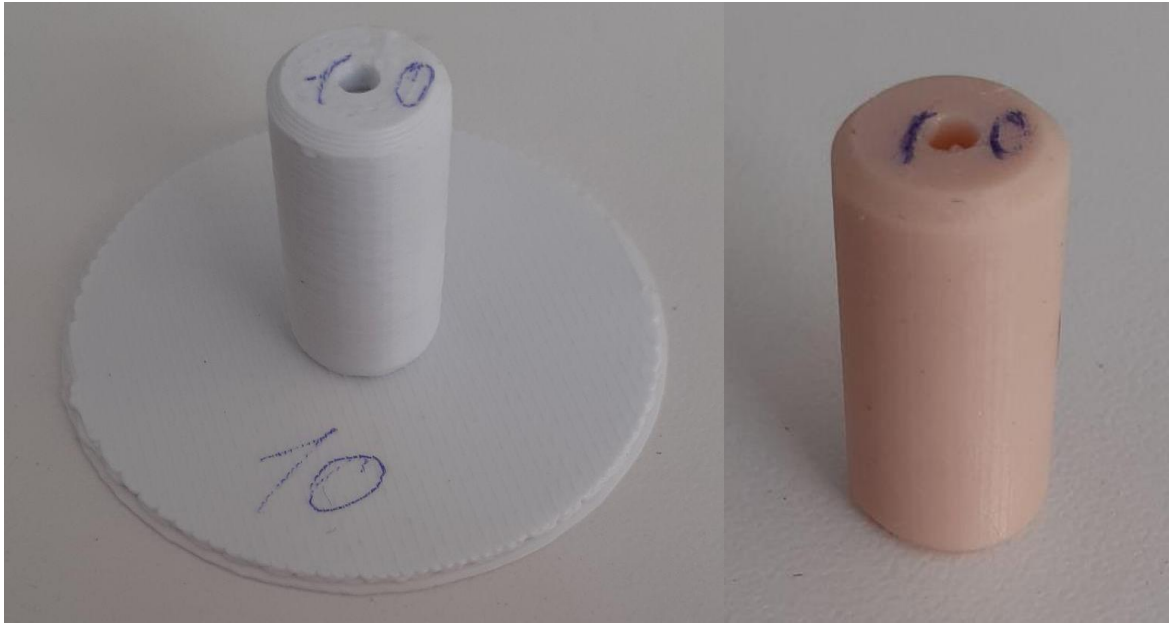


Рисунок 4.8 – Фото отриманих дослідних зразків.
Зліва – Зразки технології FDM, справа – зразки технології LCD

Для збільшення точності дослідження, кожен з отриманих зразків був виміряний у трьох перерізах та двох площинах за схемою, наведеною на рисунку 4.9.

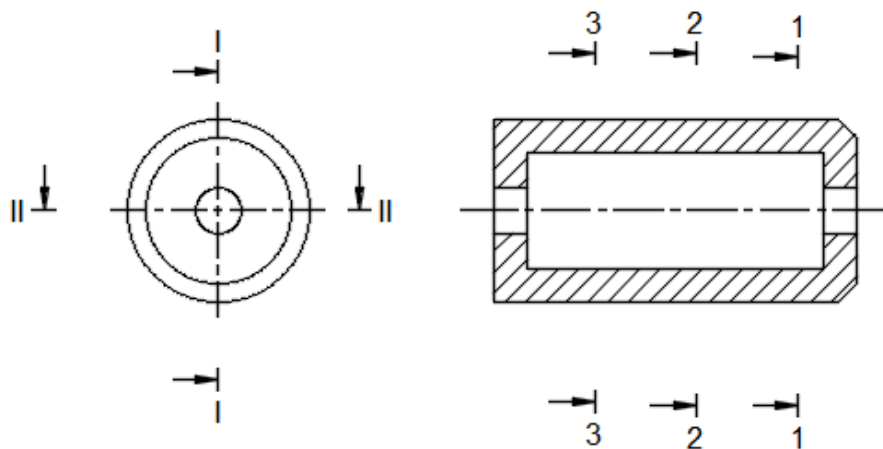


Рисунок 4.9 – Схема вимірювання зразку

Вимірювання проводилися штангенциркулем ШЦ-I-200-0,02 [20].



Рисунок 4.10 – Штангенциркуль ШЦ-I-200-0,02 [20]

Отримані дані зводимо у табл. 4.4-4.5.

Проведемо попередній аналіз отриманих експериментальних даних за наступною методикою:

1. Приймаємо номінальний діаметр – $d = 10$ мм.
2. Визначаємо найменший d_{dmin} та найбільший d_{dmax} дійсні діаметри кожного отриманого зразку.
3. Знаходимо найбільше дійсне відхилення es_d для кожного зразку за формулою:

$$es_d = d_{dmax} - d \quad (4.1)$$

4. Знаходимо найменше дійсне відхилення ei_d для кожного зразку за формулою:

$$ei_d = d_{dmin} - d \quad (4.2)$$

Отримані дані для кожного зразку зводимо у табл. 4.4-4.5.

Табл.4.4 – Результати експериментальних досліджень для KLEMA 250 Pro

Координата	Переріз	Площина		$d_{d_{max}}$, мм	$d_{d_{min}}$, мм	es_d , мм	ei_d , мм
		I-I	II-II				
0	1-1	10,18	10,2	10,2	10,18	+0,2	+0,18
	2-2	10,2	10,18				
	3-3	10,18	10,18				
1	1-1	9,92	10,04	10,04	9,88	+0,04	-0,12
	2-2	9,88	9,98				
	3-3	9,9	10				
2	1-1	10,18	10,2	10,2	10,16	+0,2	+0,16
	2-2	10,2	10,2				
	3-3	10,16	10,2				
3	1-1	10,08	10,1	10,16	9,96	+0,16	-0,04
	2-2	10,16	10,1				
	3-3	9,96	10,06				
4	1-1	9,92	10,18	10,18	9,86	+0,18	-0,14
	2-2	9,86	10,1				
	3-3	9,86	10,08				

Табл. 4.5 – Результати експериментальних досліджень для Phrozen Sonic Mighty 4K

Координата	Переріз	Площина		$d_{d_{max}}$, мм	$d_{d_{min}}$, мм	es_d , мм	ei_d , мм
		I-I	II-II				
0	1-1	10,06	10,04	10,06	10	+0,06	0
	2-2	10,04	10,02				
	3-3	10	10,06				
1	1-1	10,08	10,04	10,1	10,04	+0,1	+0,04
	2-2	10,1	10,06				
	3-3	10,08	10,04				
2	1-1	10,1	10,1	10,14	10,08	+0,14	+0,08
	2-2	10,1	10,14				
	3-3	10,08	10,1				
3	1-1	10,06	10,08	10,1	10,04	+0,1	+0,04
	2-2	10,1	10,06				
	3-3	10,06	10,04				
4	1-1	10,08	10,08	10,08	10,06	+0,08	+0,06
	2-2	10,08	10,08				
	3-3	10,06	10,06				

Висновки по розділу 4

Після аналізу експериментальних даних можна зробити висновки:

- дійсний розмір зразків, що були надруковані на Phrozen Sonic Mighty 4K, у кожному з розташувань перевищує номінальний, тоді як зразки KLEMA 250 Pro у деяких вимірах мали від’ємне дійсне відхилення, а у деяких – додатне. Це робить друк на Phrozen Sonic Mighty 4K більш передбачуваним, адже для корекції дійсного розміру достатньо ввести поправочний коефіцієнт на етапі проєктування;
- зразки, надруковані на KLEMA 250 Pro, мають найменші відхилення у центрі платформи, тоді як найбільшим він є у точках 3 та 4. Це свідчить про низьку точність друку на відстані від центру платформи. Можливою причиною зниження точності можуть бути проблеми калібрування робочої платформи, які важко визначити при звичайній перевірці калібрування;
- на відміну від KLEMA 250 Pro, принтер Phrozen Sonic Mighty 4K має практично рівномірну точність друку на всій поверхні платформи.

На основі отриманих даних, а також швидкості друку можна зробити висновок, що Phrozen Sonic Mighty 4K краще підходить для друку невеликих, але точних деталей – наприклад прототипів імпланту. Натомість KLEMA 250 Pro доцільно використовувати для друку масивних деталей з нижчими вимогами до точності (наприклад, анатомічної моделі тазу для примірки імпланту). Якщо деталь розмістити так, щоб зона примірки розташувалася у центрі платформи, можна забезпечити її точність без втрати швидкості друку.

У подальшій роботі доцільно перевірити дослідні зразки за допомогою більш точних інструментів (на кшталт мікрометра), провести більш широкий математичний аналіз отриманих експериментальних даних, розглянути інші характеристики моделі (відхилення від форми та розташування поверхонь, шорсткість), а також надрукувати прототип імплантату і провести відповідні дослідження.

ВИСНОВКИ І РЕКОМЕНДАЦІЇ

У ході дипломного проєктування було проведене комплексне дослідження методів і засобів технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів у розрізі інтегрованого процесу їх проєктування та виготовлення. Було виявлено ряд похибок різного характеру (програмного, технологічного), які виникають на різних етапах процесу. Деякі з похибок були більш детально досліджені у рамках проєктування.

Для експериментального визначення похибок була розроблена методика сканування імплантів за допомогою контактного та безконтактного (оптичного) методів дослідження. Проведені дослідження показали, що для попередньої оцінки точності імплантів дозволяється використовувати координатно-вимірвальні машини.

Набагато кращий результат показав оптичний сканер. Його рекомендовано застосовувати для сканування пластикових прототипів з гладкими поверхнями, адже для цих деталей сканер забезпечує максимальну точність вимірювання реальної поверхні.

При оптичному скануванні титанового імпланту з ґратчастою структурою була виявлена проблема зашумлення отриманих даних, що робить їх непридатними до аналізу. Була розроблена покращена методика сканування імпланту з використанням парафінового покриття, яка зменшила кількість шумів отриманих даних та покращила їх інформативність.

Однак отримана поверхня була все ще недостатньо якісною для отримання реальних висновків про точність деталі. Тому у подальших дослідженнях доцільно опрацювати технологічні аспекти насенення покриття.

Для комплексного забезпечення точності ортопедичних імплантів також було проведене дослідження точності друку двох принтерів підприємства “Остеоніка” залежно від положення моделі на робочій платформі.

Отримані дані показали, що один з принтерів (Phrozen Sonic Mighty 4K) має мінімальну зміну відхилень залежно від положення деталі на робочій

платформі, тоді як у іншого (KLEMA 250 Pro) прослідковується зменшення точності друку від центру платформи до периферії.

Рекомендовано враховувати особливості обох принтерів при виборі стратегії друку та розміщення моделей у робочій зоні, а також розглянути введення поправочного коефіцієнту розмірів моделей при роботі з 3D-принтером Phrozen Sonic Mighty 4K.

У межах роботи була досліджена лише частина складного процесу розробки кастомних ендопротезів, тому тема потребує значних подальших досліджень.

Список використаних джерел

1. Протезування та штучні органи: Конспект лекцій [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 21,124Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 184 с.
2. Режим доступу: https://osteonica.com/custom_endoprostheses
3. Гайко Г. В. Використання 3D-моделювання з виготовленням пластикового прототипу в травматології та ортопедії (клінічні приклади) / Г. В. Гайко, О. А. Галузинський, С. В. Бурбурська // Травма. - 2019. - Т. 20, № 1. - С. 89-97. - Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Travma_2019_20_1_16.
4. Ashraf, M. (2018). Classifications Used in Total Hip Arthroplasty. InTech. doi: 10.5772/intechopen.77231
5. Pasichnyk, V., Kryvenko, M., Burburska, S., Haluzynskyi, O. (2021). Design and Engineering Assurance for the Customized Implants Production Using Additive Technologies. In: Ivanov, V., Trojanowska, J., Pavlenko, I., Zajac, J., Peraković, D. (eds) Advances in Design, Simulation and Manufacturing IV. DSMIE 2021. Lecture Notes in Mechanical Engineering. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-77719-7_9
6. Gibson I. Additive Manufacturing Technologies 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing / I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker., 2015. – 498 с.
7. ISO 17296-2:2015 Additive manufacturing — General principles — Part 2: Overview of process categories and feedstock [Електронний ресурс]. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.iso.org/standard/61626.html>.
8. Pantermehl S, Emmert S, Foth A, Grabow N, Alkildani S, Bader R, Barbeck M, Jung O. 3D Printing for Soft Tissue Regeneration and Applications in

Medicine. Biomedicines. 2021; 9(4):336.
<https://doi.org/10.3390/biomedicines9040336>.

9. Допуски, посадки та технічні вимірювання. Практикум. Частина 1 [Текст] : навч. посібн. / Ю.І. Адаменко, О.М. Герасимчук, С.В. Майданюк, Н.В. Мініцька, В.А. Пасічник, О.А. Плівак. – Івано-Франківськ: Симфонія форте, 2016. – 164 с.
10. Лінійні та кутові вимірювання: Лабораторний практикум [Електронний ресурс] : навч. посіб. для здобувачів ступеня бакалавра спеціальностей 131 Прикладна механіка, 133 Галузеве машинобудування, 134 Авіаційна та ракетно-космічна техніка / Ю. І. Адаменко, С. В. Майданюк, Н. В. Мініцька, О. А. Плівак ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 25,17 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 304 с
11. Режим доступу до ресурсу: <https://fablab.kpi.ua/category/measurement/>
12. Режим доступу до ресурсу: https://osteonica.com/endoprosthesis-of-the-pelvic-bones_ua
13. Christoph R. Multisensor-Koordinatenmesstechnik: dimensionelles Messen mit Optik, Taster und Röntgentomografie / R. Christoph, H. J. Neumann., 2013. – 130 с. – (Die Bibliothek der Technik; т. 352)
14. Sutphen SA, Lipman JD, Jerabek SA, Mayman DJ, Esposito CI. Treatment of Recurrent Dislocation after Total Hip Arthroplasty Using Advanced Imaging and Three-Dimensional Modeling Techniques: A Case Series. HSS Journal®. 2020;16(2_suppl):245-255.
<https://doi.org/10.1007/s11420-019-09704-z>
15. Parkinson I. H. Characterisation of trabecular bone structure. / I. H. Parkinson, N. L. Fazzalari // Skeletal aging and osteoporosis: biomechanics and mechanobiology / – Berlin, 2012. – С. 31–51
16. Режим доступу до ресурсу:
<https://encdn.shining3d.com/2020/04/3.25Autosan-Inspecc.pdf>

17. Режим доступу до ресурсу: <https://klema.eu/3d-printers/klema-pro/>
18. Режим доступу до ресурсу:
<https://monofilament.com.ua/ua/products/standartnye-materialy/pla/pla-belyj>
19. Режим доступу до ресурсу:
<https://phrozen3d.com/products/sonic-mighty#specs>
20. ДСТУ ГОСТ 166:2009 Штангенциркулі. Технічні умови [Електронний ресурс]. – 2009. – Режим доступу до ресурсу:
http://online.budstandart.com.ua/catalog/doc-page?id_doc=50223.

ДОДАТКИ

Затверджую:
Директор

” ____ ” _____ 20__ р.

М. П.

Технічне завдання

на науково-дослідну роботу

«Методи і засоби технічного контролю якості виготовлення індивідуальних
ортопедичних імплантів»

Замовник:

Директор ТОВ "ОСТЕОНІКА"

_____Бурбурська С. В.

Виконавець:

Завідувач кафедрою КМ

_____Данильченко Ю. М.

Науковий керівник

_____Пасічник В. А.

Студент групи МІ-91

_____Шушняєв Б. Р.

Київ 2023

1 ЗАГАЛЬНІ ВІДОМОСТІ

1.1 Повна назва розробки та її умовне позначення

Розробка методів і засобів технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів.

1.2 Назви підприємств розробника та замовника системи та їх реквізити

Замовник:

Підприємство ТОВ "ОСТЕОНІКА"

Виконавець:

Кафедра конструювання машин НН
ММІ КПІ ім. Ігоря Сікорського

1.3 Порядок оформлення та пред'явлення замовникові результатів робіт

По закінченню роботи подається:

- пакет документації з результатами досліджень точності кастомних ендопротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO та оптичному сканері Shining 3D AutoScan Inspect;
- пакет файлів досліджень у середовищі Geomagic Control X;
- пакет документації з описом методики та результатами досліджень точності роботи 3D-принтерів підприємства ТОВ «Остеоніка».

2 МЕТА ТА ВИХІДНІ ДАНІ

2.1 Мета створення розробки

Забезпечення якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів.

2.2 Вихідні дані

Дослідні зразки кастомної ацетабулярної чашки кульшового суглобу, виготовлені за адитивними технологіями SLM, FDM, SLA як об'єкти порівняння точності геометричної форми. Загальна технологія виготовлення кастомних ендопротезів. Параметри адитивних машин та матеріалів, використаних для виготовлення прототипів та самого кастомного ендопротезу.

3 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ РОБОТИ

3.1 Обробка експериментальних даних відбувається в будь-якій CAD системі зручній для виконавця проекту.

3.2 При розробці методики дослідження точності роботи 3D-принтерів використовувати лише оснащення, доступне на підприємстві.

4 ЕТАПИ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Етап та його зміст	Термін виконання	Результат
Аналіз сучасного стану питання проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів	27.04.2023	Схема використання об'єкту дослідження
Аналіз джерел виникнення похибок геометрії форми в інтегрованому процесі проєктування та виготовлення кастомних ендпротезів	04.05.2023	Схема виникнення похибок
Пошук методів вимірювання точності кастомних ендпротезів	11.05.2023	Список методів вимірювання
Аналіз будови кастомного ендпротезу на прикладі ацетабулярної чашки	18.05.2023	Список елементів імпланту та вимог до їх точності
Вимірювання точності кастомних ендпротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO	25.05.2023	Пакет документації з результатами досліджень
Дослідження точності виготовлення кастомних ендпротезів за допомогою оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect	01.06.2023	Пакет документації з результатами досліджень
Дослідження точності роботи 3D-принтерів	01.06.2023	Пакет документації з результатами досліджень

5 ОЧІКУВАНІ РЕЗУЛЬТАТИ

- 5.1 Розробка комплексу методів з забезпечення контролю якості виробу.
- 5.2 Впровадження його на основі існуючої матеріальної бази виробництва.

6 МАТЕРІАЛИ, ЩО НАДАЮТЬСЯ ПІСЛЯ ЗАКІНЧЕННЯ РОБОТИ

- 6.1 Пакет документації з результатами досліджень точності кастомних ендпротезів.
- 6.2 Пакет файлів досліджень у середовищі Geomagic Control X.
- 6.3 Пакет документації з описом методики та результатами досліджень точності роботи 3D-принтерів підприємства.

7 ПОРЯДОК РОЗГЛЯДУ ТА ПРИЙМАННЯ РОБОТИ

- 7.1 Результати роботи передаються по акту приймання робіт.

Затверджую:
Директор

«__» ____ 20__ р.

М. П.

Акт
приймання робіт
науково-дослідній роботі
«Методи і засоби технічного контролю якості виготовлення індивідуальних
ортопедичних імплантів»

В результаті виконання робіт з розробки методів і засобів технічного контролю якості виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантів, виконавець надав:

- пакет документації з результатами досліджень точності кастомних ендопротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO та оптичному сканері Shining 3D AutoScan Inspec;
- пакет файлів досліджень у середовищі Geomagic Control X;
- пакет документації з описом методики та результатами досліджень точності роботи 3D-принтерів підприємства ТОВ «Остеоніка».

Результати роботи планується реалізувати у рамках системи управління якості виробництва.

Від Замовника

Від Виконавця

Директор ТОВ "ОСТЕОНІКА"

Завідувач кафедру КМ

_____ Бурбурська С. В.

_____ Данильченко Ю. М.

Науковий керівник

_____ Пасічник В. А.

Студент групи МІ-91

_____ Шушняєв Б. Р.

ДОДАТОК А

```
PK[ ] ! WФCк[ ] [ ] [ ] custom_klema_setups[general]
version = 4
name = Klema_Setups
definition = fdmprinter

[metadata]
type = quality_changes
quality_type = normal
setting_version = 21

[values]
adhesion_type = raft
layer_height = 0.2
support_enable = True
support_structure = normal
support_type = everywhere

PK[ ] ! Ъ~lpГ[ ] Г[ ] custom_extruder_1_klema_setups[general]
version = 4
name = Klema_Setups
definition = fdmprinter

[metadata]
type = quality_changes
quality_type = normal
setting_version = 21
position = 0

[values]
cool_fan_full_at_height = 0.7
cool_fan_speed = 70.0
gradual_support_infill_steps = 3
infill_pattern = gyroid
infill_sparse_density = 5.0
material_print_temperature = 210.0
retraction_amount = 6.5
retraction_retract_speed = 30.0
speed_print = 80.0
speed_travel = 120.0
support_angle = 60.0
support_bottom_height = 0.4
support_interface_density = 80.0
support_interface_enable = True
support_offset = 0.2
support_pattern = triangles
support_roof_density = 80
support_roof_height = 0.4
support_xy_distance = 0.9
```

Рисунок А.1 – Налаштування друку KLEMA 250 Pro

Settings

Default

Phrozen Sonic Mighty 4K

Esun white*1

Machine

Resin

Print

Gcode

Advanced

Layer Height:

0,100

mm

Bottom Layer Count:

4

Exposure Time:

2,500

s

Bottom Exposure Time:

35,000

s

Transition Layer Count:

0

Transition Type:

Linear

Waiting Mode During Printing:

Light ...

Light-off Delay:

9,000

s

Bottom Light-off Delay:

9,000

s

Bottom Lift Distance:

6,000

+

0,000

mm

Lifting Distance:

5,000

+

0,000

mm

Bottom Retract Distance:

6,000

+

0,000

mm

Retract Distance:

5,000

+

0,000

mm

Bottom Lift Speed:

120,000

&

0,000

mm/min

Lifting Speed:

120,000

&

0,000

mm/min

Bottom Retract Speed:

150,000

&

0,000

mm/min

Retract Speed:

150,000

&

0,000

mm/min

Рисунок А.2 – Налаштування друку Phrozen Sonic Mighty 4K

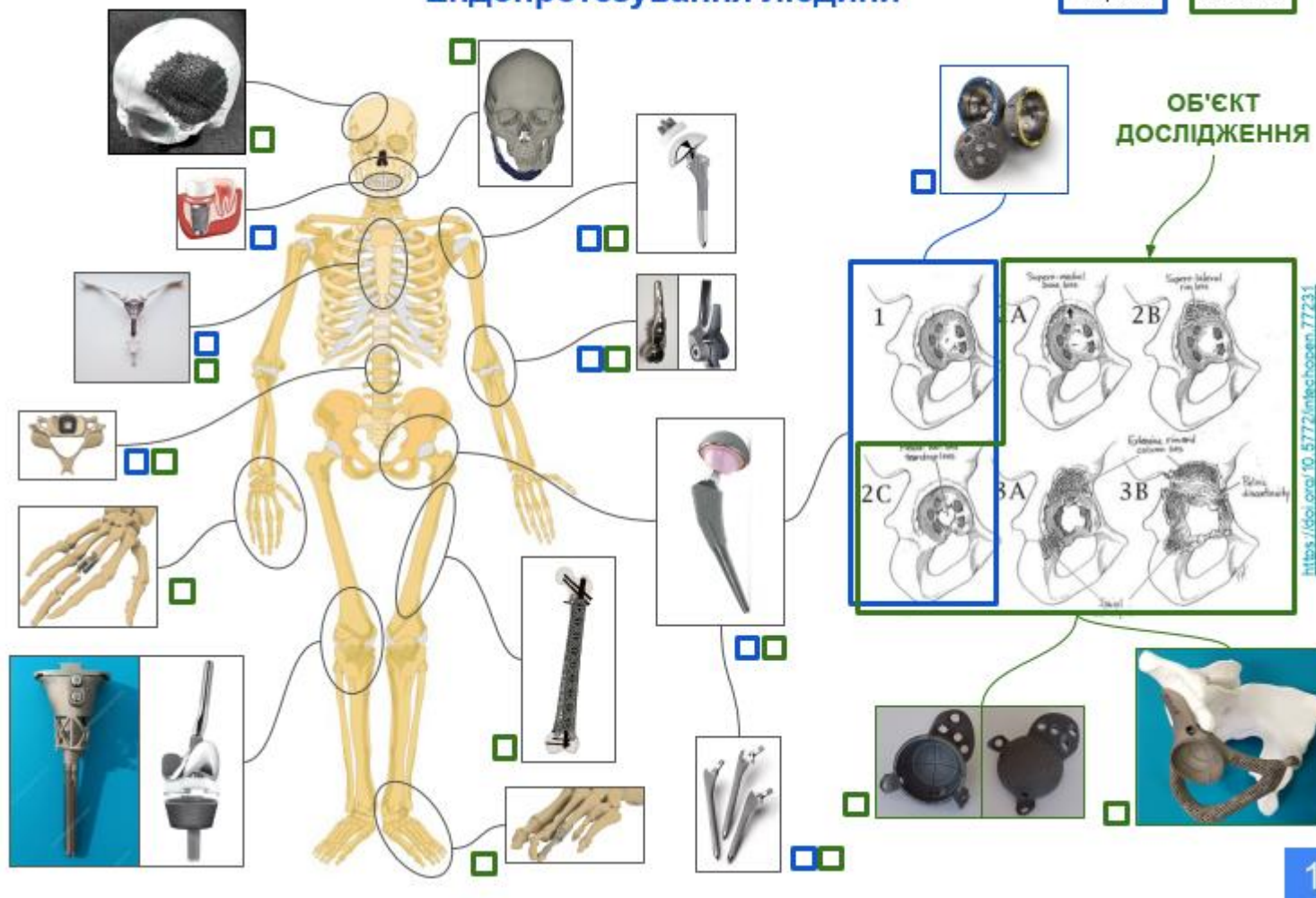
ДОДАТОК Б

© Шушняев Б. Р., Пасічник В. А.

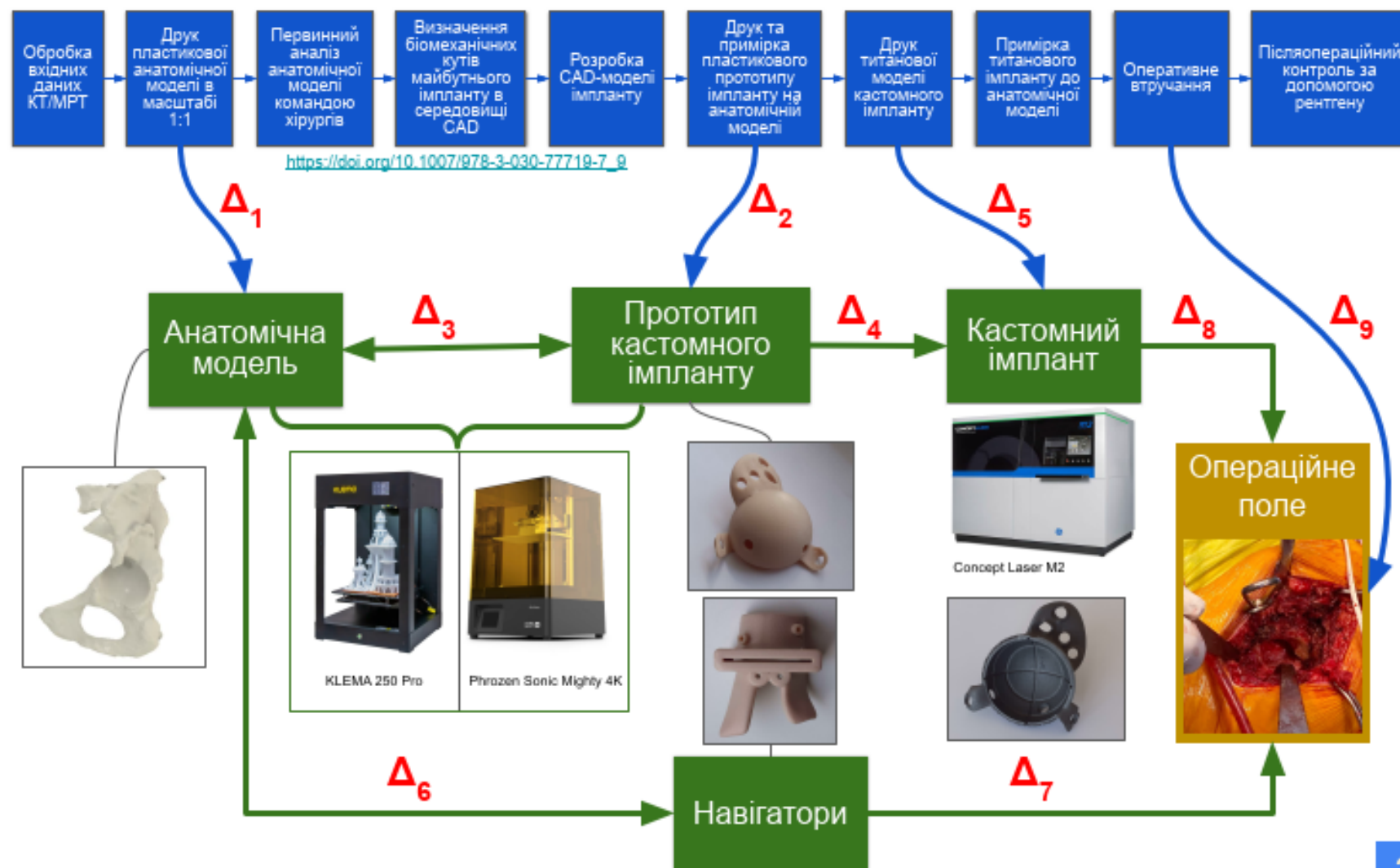
Ендопротезування людини

Серійні

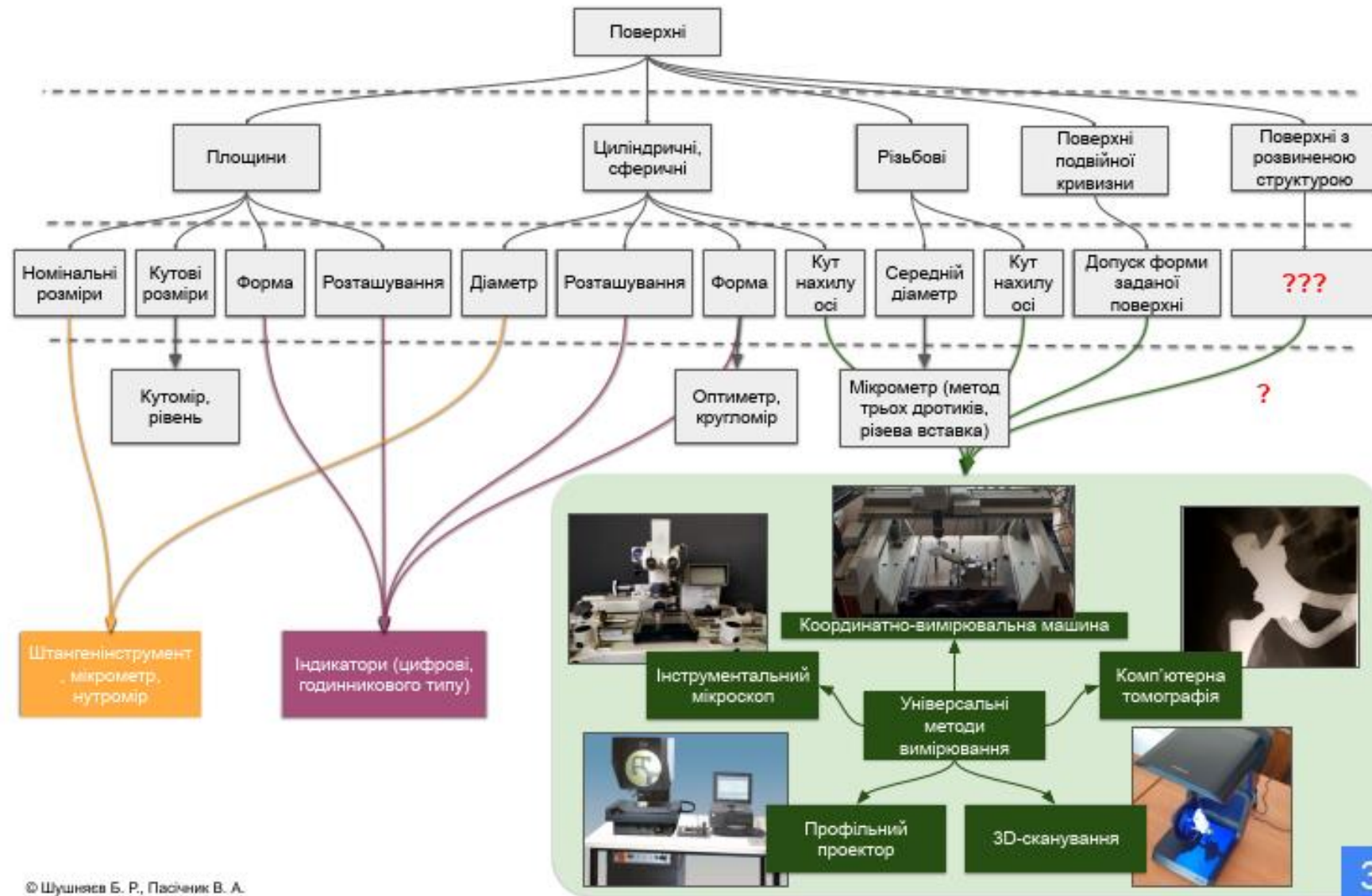
Кастомні



Джерела виникнення похибок геометрії форми в інтегрованому процесі проєктування та виготовлення кастомних ендопротезів



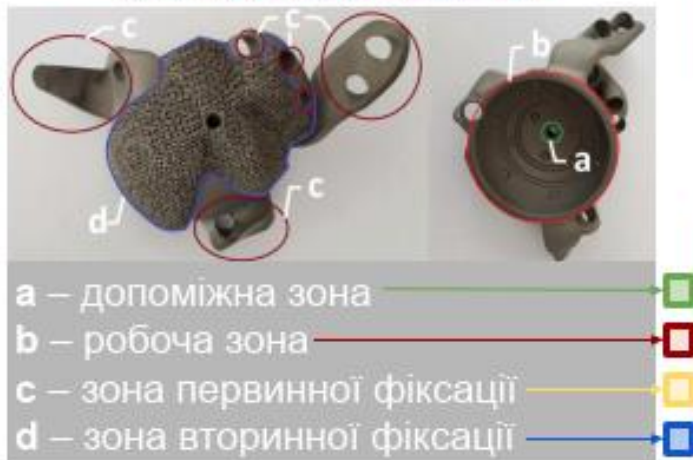
Методи вимірювання точності складних поверхонь



Аналіз будови кастомного ендопротезу на прикладі ацетабулярної чашки

Функціональні поверхні ендопротезів

https://doi.org/10.1007/978-3-030-77719-7_9



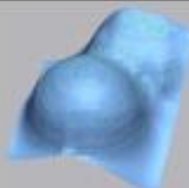
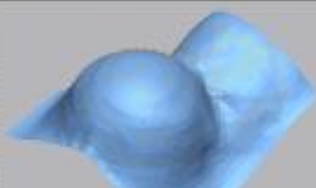
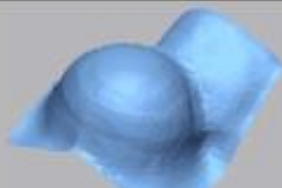
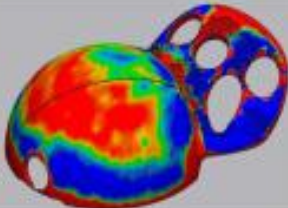
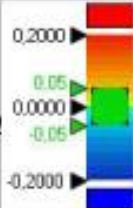
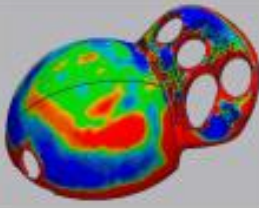
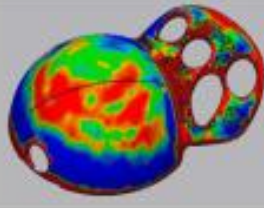
ОБ'ЄКТ ДОСЛІДЖЕННЯ



Робоча зона має борозни для збільшення площі кріплення кісткового цементу. Чашка центрується завдяки трьом фланцям з 8 гвинтами. Гратчаста поверхня під тиском тканин забезпечує остеоінтеграцію.

Вимірювання точності кастомних ендопротезів на координатно-вимірювальній машині MITUTOYO

© Шушняєв Б. Р., Пасічник В. А.

	Прототип KLEMA	Прототип Phrozen	Титановий імплант
Сканування			
Імпорт та перевірка даних у Geomagic Control X			
Створення огибаючої та еквідистанти			
Порівняння даних з еталонною СА моделлю	 		
Висновки	КВМ дозволяється використовувати для прототипів з суцільними поверхнями при забезпеченні жорсткості системи. При вимірюванні гратчастої структури КВМ можна використовувати для попередньої оцінки якості деталі.		

Дослідження точності виготовлення кастомних ендопротезів за допомогою оптичного сканера Shining 3D AutoScan Inspect

© Шушняк Б. Р., Пасічник В. А.

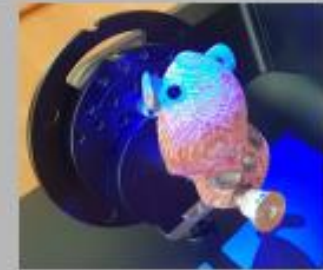
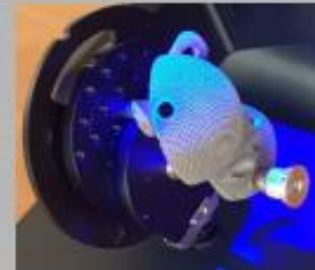
Прототип
KLEMA

Прототип
Phrozen

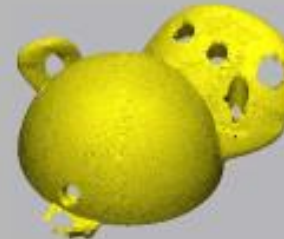
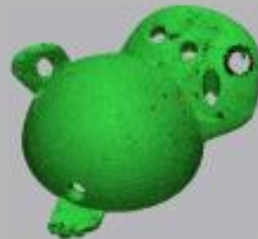
Титановий
імплант

Титановий
імплант,
заповнений
парафіном

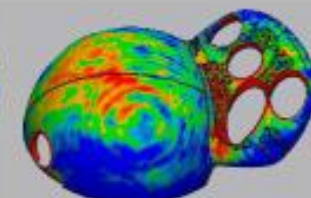
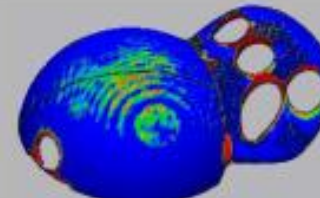
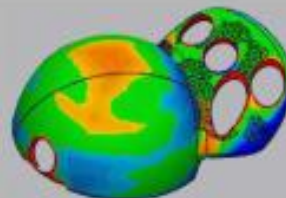
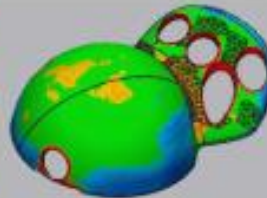
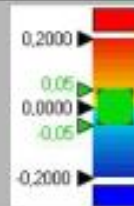
Сканування



Імпорт та перевірка
даних у Geomagic
Control X



Порівняння
даних з
номінальною
CAD-моделлю



Висновки

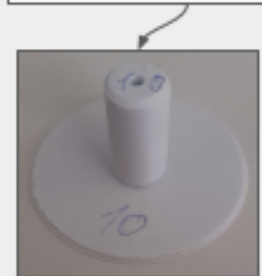
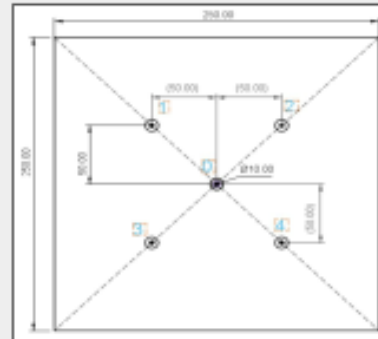
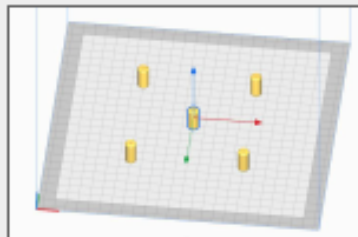
3D-сканування добре підходить для вимірювання пластикових прототипів, вони мають задовільну точність відносно номінальної моделі. Парафін покращив якість сканування, однак недостатньо для повної оцінки якості поверхні.

Дослідження точності роботи 3D-принтерів

KLEMA 250 Pro



Параметр	Значення
Область побудови	250x250x350 мм
Діаметр сопла	0.4 мм
Мінімальна висота шару	0.03 мм
Точність позиціонування	0.00125 мм
Швидкість друку	до 200 мм/сек
Швидкість переміщення каретки	до 270 мм/сек
Тип пластику	PLA



Координата	Переріз	Площина		d _д /мм, мм	d _д /мм, мм	H _д /мм	H _д /мм
		1-1	2-2				
10	1-1	10.18	10.2	10.2	10.18	0.2	0.38
	2-2	10.2	10.18				
	3-3	10.18	10.18				
11	1-1	9.92	10.04	10.04	9.98	0.04	-0.12
	2-2	9.88	9.98				
	3-3	9.9	10				
12	1-1	10.18	10.2	10.2	10.18	0.2	0.38
	2-2	10.2	10.2				
	3-3	10.18	10.2				
13	1-1	10.08	10.1	10.16	9.96	0.26	-0.04
	2-2	10.15	10.1				
	3-3	9.96	10.06				
14	1-1	9.92	10.18	10.18	9.86	0.38	-0.14
	2-2	9.88	10.1				
	3-3	9.88	10.08				

ТЕСТОВИЙ ЗРАЗОК

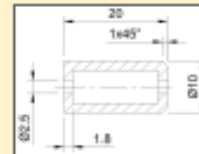
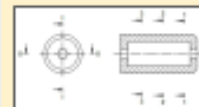
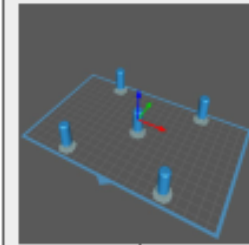
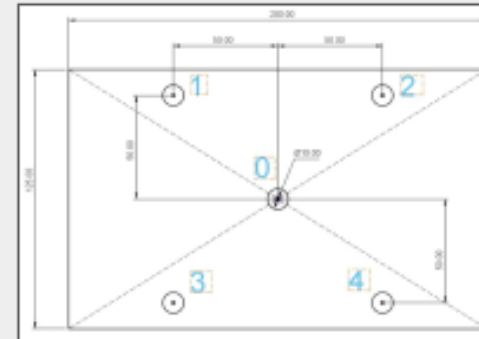


СХЕМА ВИМІРЮВАННЯ



Phrozen Sonic Mighty 4K

Параметр	Значення
Область побудови	200 x 125 x 220 мм
Висота шару	0.01 - 0.3 мм
Точність позиціонування	0.052 мм у вісях XY
Швидкість друку	до 80 мм/год



Координата	Переріз	Площина		d _д /мм, мм	d _д /мм, мм	H _д /мм	H _д /мм
		1-1	2-2				
10	1-1	10.06	10.06	10.06	10	0.06	0
	2-2	10.04	10.02				
	3-3	10	10.06				
11	1-1	10.08	10.08	10.1	10.04	0.1	0.04
	2-2	10.1	10.06				
	3-3	10.08	10.04				
12	1-1	10.1	10.1	10.14	10.08	0.14	0.08
	2-2	10.1	10.14				
	3-3	10.08	10.1				
13	1-1	10.06	10.06	10.1	10.04	0.1	0.04
	2-2	10.1	10.06				
	3-3	10.06	10.04				
14	1-1	10.08	10.08	10.08	10.08	0.08	0.08
	2-2	10.08	10.08				
	3-3	10.08	10.06				



Точність друку KLEMA 250 Pro залежить від положення на платформі і є найкращою у центрі.
Точність друку Phrozen Sonic Mighty 4K є практично рівномірною по всій платформі.