

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Факультет машинобудування та транспорту
Кафедра галузевого машинобудування

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

«3D-МОДЕЛЮВАННЯ БІОІМПЛАНТІВ З ВИКОРИСТАННЯМ
ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ»

Виконав: студент 4 курсу групи 1ГМ-20Б
спеціальності 133 – «Галузеве
машинобудування»

(шифр і назва напрямку підготовки спеціальності)

Благодір П.С.
(прізвище та ініціали)

Керівник: д.т.н., проф., завідувач кафедри ГМ

Поліщук Л.К.
(прізвище та ініціали)

« 09 » 06 2024 р.

Рецензент: к.т.н., доц., доцент каф. АТМ

Смирнов Є.В.

(прізвище та ініціали)

« 14 » 06 2024 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри ГМ,

д.т.н., професор Пліщук Л. К.

« 09 » 06 2024 р.

Вінниця – 2024 року

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет машинобудування та транспорту
Кафедра галузевого машинобудування
Освітньо-кваліфікаційний рівень бакалавр
Напрямок підготовки 133 «Галузеве машинобудування»
Освітньо-професійна програма 133 «Галузеве машинобудування»
(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ГМ

Л.К. Поліщук Поліщук Л.К.

“12” березня 2024 року

ЗАВДАННЯ
НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Благодір Павло Сергійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема бакалаврської дипломної роботи: «3D-моделювання біоімплантів з використанням програмного продукту»

керівник бакалаврської дипломної роботи Поліщук Л. К., д.т.н., професор,

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

затверджені наказом вищого навчального закладу від 11.03.2024 № 80

2. Строк подання студентом бакалаврської дипломної роботи 14.06.2024

3. Вихідні дані до бакалаврської дипломної роботи 1. Біометричні характеристики кульшового суглобу для виготовлення імплантанта.

4. 4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Аналіз відомих технічних рішень. Обґрунтування вибору способу проєктування імплантатів. Методи та способи застосування систем для визначення механічних властивостей матеріалів. Розробка 3d-моделі імплантанта для дослідження механічних характеристик динамічного навантаження. Розділ охорони праці. Висновки по роботі.

5. Перелік графічного та ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

5.1 Аналіз адитивних технічних рішень (2 плаката формату А1).

5.2. Обґрунтування вибору способу проєктування імплантатів обґрунтування вибору способу проєктування імплантатів (3 плаката формату А1)

5.3 Методи та способи застосування систем для визначення механічних властивостей матеріалів (3 плаката формату А 1).

5.4 Розробка 3D-моделі імплантанта. (4 плаката формату А 1).

6. Консультанти розділів бакалаврської дипломної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	д.т.н., професор Поліщук Л. К.	12.03.2024 <i>Л.К.Поліщук</i>	09.06.2024 <i>Л.К.Поліщук</i>
Охорона праці	Віштак Інна Вікторівна	06.05.2024 <i>І.Віштак</i>	24.05.2024 <i>І.Віштак</i>

7. Дата видачі завдання 12.03.2024

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Прізвище
		початок	закінчення	
1	Аналіз відомих технічних рішень	06.05.2024	24.05.2024	<i>Віштак</i>
2	Обґрунтування вибору способу проектування	06.05.2024	24.05.2024	<i>Віштак</i>
3	Методи та способи застосування систем для визначення механічних властивостей матеріалів	27.05.2024	05.06.2024	<i>Віштак</i>
4	Розробка 3d-моделі імпланта для дослідження	27.05.2024	05.06.2024	<i>Віштак</i>
5	Розробка заходів щодо забезпечення охорони праці	06.05.2024	24.05.2024	<i>Віштак</i>
6	Оформлення текстової та графічної частини проекту	04.06.2024	09.06.2024	<i>Віштак</i>
7	Перевірка на плагіат	10.06.2024		<i>Віштак</i>
8	Нормоконтроль БКП	11.06.2024		<i>Віштак</i>
9	Рецензування	13.06.2024	14.06.2024	<i>Віштак</i>
10	Висновки по роботі.	09.06.2024	10.06.2024	<i>Віштак</i>
11	Попередній захист	12.06.2024		<i>Віштак</i>
12	Захист БКП	За графіком кафедри		<i>Віштак</i>

Студент *Богодир П.С.* Богодир П.С.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник бакалаврської дипломної роботи *Поліщук Л. К.* Поліщук Л. К.
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська кваліфікаційна робота складається з 61 сторінок формату А4, на яких є 20 рисунків, 9 таблиць, список використаних джерел містить 24 найменування.

Метою бакалаврської роботи є підвищення якості імплантантів з композитних матеріалів з використанням адитивних технологій, за рахунок вивчення їх механічних властивостей шляхом використання давачів на основі опто-волоконних матеріалів

У загальній частині роботи розглянуто аналіз адитивних технологій виробництва, методи та способи застосування систем для визначення механічних властивостей матеріалів. Розроблена 3D-моделі імплантанту для дослідження механічних характеристик динамічного навантаження. Методи та структурна реалізація системи для визначення механічних властивостей біоімплантів.

У розділі охорони праці опрацьовано такі питання, як технічні рішення щодо безпечного виконання роботи, електробезпека, мікроклімат, склад повітря робочої зони, виробниче освітлення, виробничий шум, наведені рекомендації щодо поліпшення умов праці, а також розглянуто норми пожежної безпеки.

Ключові слова: адитивні технології, 3D моделювання, імплантант, напружений стан, опто-волоконні давачі, бреггівські решітки.

ABSTRACT

The bachelor's thesis consists of 61 A4 pages, which have 20 figures, 9 tables, a list of sources used contains 24 titles.

The purpose of the bachelor's thesis is to improve the quality of implants made of composite materials using additive technologies, by studying their mechanical properties through the use of sensors based on fiber-optic materials

In the general part of the work, the analysis of additive production technologies, methods, and ways of applying systems to determine the mechanical properties of materials considered. study the mechanical characteristics of dynamic loading. Methods and structural implementation of the system for determining the mechanical properties of bioimplants.

The section labor protection deals with such issues as technical solutions for safe work, electrical safety, microclimate, air composition of the work area, industrial lighting, industrial noise, recommendations for improving working conditions fire safety standards.

Keywords: additive technologies, 3D modeling, implant, stress state, fiber optic sensors, Bragg gratin

Зміст

Вступ.....	6
1 АНАЛІЗ ВІДОМИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ.	6
1.1 Види біоімплантів	6
1.2 Використання адитивних технологій в біопротезуванні.....	9
1.3 Використання 3D-друку в ендопротезуванні:	14
1.4 Висновок до розділу 1.....	21
2 ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ СПОСОБУ ПРОЄКТУВАННЯ ІМПЛАНТАТІВ.....	22
2.1 Аналіз програмних продуктів для 3D-проєктування імплантантів	22
Параметричне моделювання – це інструмент автоматизованого проєктування (САПР), який заощаджує час: інженеру-проєктувальнику не потрібно перемальовувати проєкт щоразу, коли змінюється один із його параметрів.	23
2.2 Висновок до розділу 2.....	26
3. МЕТОДИ ТА СПОСОБИ ЗАСТОСУВАННЯ СИСТЕМ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МАТЕРІАЛІВ	28
3.1 Призначення та область застосування	28
3.2 Класифікація застосування оптичних сенсорів для визначення механічних властивостей матеріалів	31
3.3 Особливості визначення механічних властивостей матеріалів на основі брегівських дифракційних ґраток.....	33
3.4 Аналіз методів розробки 3D-моделей та алгоритми визначення механічних властивостей біоімплантів	34
3.4Висновок до розділу 3.....	42
4. РОЗРОБКА 3D-МОДЕЛІ ІМПЛАНТА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДИНАМІЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ	43

4.1 Особливості застосування програми Autodesk Inventor для створення 3D-моделей.....	43
4.2 Етапи побудови 3D-моделі кульшового суглобу на основі програми Autodesk Inventor	44
4.3 3D-модель для дослідження механічних властивостей імплантата	46
4.4 Висновки до розділу 4	52
5 ОХОРОНА ПРАЦІ	53
5.1. Технічні рішення з безпечної експлуатації об'єкта	53
5.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	54
5.3. Технічні рішення з пожежної безпеки	59
Висновки	61
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	62
Додаток А ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ.....	65
Додаток Б ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА.....	71
Додаток В Бланк перевірки на плагіат.....	91

ВСТУП

У сучасному світі, де безліч факторів загрожують здоров'ю та життю людей, розвиток біоінженерії може значно покращити добробут людства. Кількість людей, які потребують заміни пошкоджених тканин, органів чи кінцівок, стрімко зростає. Водночас пошук відповідних донорів для трансплантації залишається складним завданням. У зв'язку з цим, дослідження та розвиток методів створення імплантів, зокрема біоімплантів, набувають все більшого значення.

Біоімпланти – це штучні пристрої, що вживлюються в організм для заміни або відновлення пошкоджених тканин чи органів. Вони виготовляються з біосумісних матеріалів, які не викликають відторгнення імунною системою. Біоімпланти знаходять застосування у різних галузях медицини, включаючи ортопедію, кардіохірургію, офтальмологію, стоматологію та багато інших.

Матеріалами для імплантів кінцівок можуть слугувати: титан та сплави, нержавіюча сталь, кобальт-хромові сплави, поліетилен високої щільності (UHMWPE), Поліметилметакрилат (PMMA), оксиди алюмінію та цирконію. Їх виготовлення може відбуватись такими способами, як лиття-залиття розплавленого металу у форми, механічна обробка- використання технологій точіння, фрезерування та шліфування, 3D-друк та спікання.

На даний час в умовах військових дій створення імплантів для кінцівок є дуже нагальним, так як військові конфлікти часто призводять до значної кількості травм і ампутацій кінцівок серед військовослужбовців і цивільного населення. Це підвищує попит на високоякісні імпланти та протези для кінцівок, щоб допомогти постраждалим повернутися до повноцінного життя. В Україні, зокрема, внаслідок військових дій на сході країни та внаслідок російського вторгнення, значно зросла кількість людей, які потребують протезування та реабілітації. І сучасна технологія, як 3D-друк, дозволяють створювати індивідуальні імпланти, які ідеально підходять конкретним пацієнтам. Це особливо важливо для військових, які часто мають складні травми.

Використання передових матеріалів, таких як титан та високощільний поліетилен, забезпечує високу міцність та довговічність імплантатів.

Мета роботи – підвищення якості виготовлення ендопротезів за рахунок удосконалення технології процесу проєктування за допомогою обґрунтовано вибраного програмного продукту та методу моделювання.

Задачі, які потрібно розв’язати під час виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи:

- проаналізувати відомі технічні рішення щодо виготовлення ендопротезів;
- обґрунтувати вибір програмного продукту для ефективного проєктування та якісного виготовлення імплантатів;
- Методи та способи застосування систем для визначення механічних властивостей матеріалів
- Розробити етапи побудови 3D-моделі кульшового суглобу на основі програми Autodesk Inventor та побудувати 3D-модель для дослідження механічних властивостей імплантанта;
- розробити заходи щодо охорони праці на робочому місці.

1 АНАЛІЗ ВІДОМИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ

1.1 Види біоімплантів

Існує багато різних видів біоімплантів, які використовуються для різних цілей. Проаналізуємо найбільш поширені їх типи.

1.1.1 Біопротези серцевого аортального клапана для транскатетерної імплантації.

Серце має чотири клапани, кожен з яких має свою будову та розташування. Їх головна функція – пропускати кров у певному напрямку і не допускати її зворотного руху. Хворі клапани можуть або не пропускати достатню кількість крові вперед, або дозволяти їй повертатися назад, що порушує нормальну функцію серця як насоса.

Під час протезування серцевого клапана видаляють уражені елементи і замінюють їх штучним протезом, який забезпечує правильний односторонній рух крові. Таким чином, відновлюється насосна функція серця. Такі протези можуть бути механічними або біонічними. Та спосіб їх виготовлення кардинально відрізняється. Матеріалами для механічних протезів слугують:

- титан – використовується через свою міцність, легкість і біосумісність;
- кобальт-хромові сплави – забезпечують високу міцність і корозійну стійкість.
- піролітичний карбон – використовується для створення листків клапанів завдяки його твердості, зносостійкості та біосумісності.
- політетрафторетилен (PTFE) – використовується для створення гнучких частин клапана.

Деталі таких протезів проходять технологічний шлях від лиття до механічної обробки металевих частин. Вони виготовляються шляхом лиття з подальшою механічною обробкою для досягнення потрібних розмірів та форми.

Деякі деталі спікають. Після чого відбувається операція збирання. Компоненти клапана збираються разом з використанням високоточного обладнання, щоб забезпечити точність та надійність роботи клапана.

У біонічних протезах використовують біологічні матеріали, такі як клапани тварин, які обробляють для використання в людському тілі. Та синтетичні матеріали, які використовують для виготовлення рамок та стентів, що підтримують біологічні тканини.

1.1.2 Кератобіоімпланти

Рогівка – передня прозора оболонка ока. Її захворювання призводять до помутніння, що згодом викликає спотворення зору і навіть повну втрату зорових функцій. Раніше найефективнішим методом лікування була кератопластика, яка передбачала заміну пошкодженої рогівки донорською. Це був складний і ризикований процес.

З появою інноваційного матеріалу – кератобіоімпланта – операції на рогівці стали більш прогнозованими і безпечними. Під час операції хірург видаляє уражені ділянки рогівки і замінює їх кератобіоімплантами. За допомогою спеціального шовного матеріалу він приєднується до периферичної частини рогівки пацієнта. Завдяки операції з імплантації кератобіоімпланта відновлюється правильна форма і структура рогівки, а зір відновлюється до максимально можливої якості.

Щорічно у світі проводяться тисячі таких операцій, які демонструють високу ефективність у лікуванні складних захворювань рогівки ока.

1.1.3 Ендопротези для артропластики

Операція з ендопротезування полягає в заміні пошкоджених компонентів суглоба імплантатами. Ці імплантати мають анатомічну форму здорового суглоба та дозволяють пацієнту відновити рухи.

Суглоби – це складні механізми, що забезпечують рухливість нашого тіла. З часом, через травми, захворювання, надмірні фізичні навантаження або вікові зміни, вони можуть зношуватися чи руйнуватися (після поранень), що

призводить до болю, скутості або неможливості рухів і зниження якості життя. Ендопротезування – це ефективний метод лікування таких проблем.

Ендопротез – це штучно створений трансплантат, який замінює функцію пошкодженого органу. У випадку з суглобами, ендопротез вживлюється всередину тіла і виконує роль нового, здорового суглоба, що надає шанс повернути собі активне життя, позбутися болю і дискомфорту, покращити якість життя.

Основними задачами ендопротезування є:

- відновлення стабільності суглоба;
- відновлення функції кінцівки;
- відновлення нормальної осі кінцівки;
- відновлення повної амплітуди рухів;
- усунення больового синдрому.

Ендопротези виготовляються з різних матеріалів, які мають бути біосумісними, міцними та довговічними. Розглянемо основні матеріали, що використовуються для виготовлення ендопротезів.

Метали та сплави:

- титан та його сплави (наприклад, титан-алюміній-ванадій) – мають високу міцність, корозійну стійкість і відмінну біосумісність;
- кобальт-хромові сплави – мають високу твердість і корозійну стійкість;
- нержавіюча сталь – використовується рідше через меншу корозійну стійкість порівняно з іншими матеріалами.

Полімери:

- поліетилен високої щільності (UHMWPE) – використовується для виготовлення вставок в суглобах, забезпечуючи низький коефіцієнт тертя і високу зносостійкість;
- покращений поліетилен (наприклад, зшитий поліетилен) – забезпечує ще кращу зносостійкість і менше виділення часток під час експлуатації.

Кераміка:

- оксид алюмінію та оксид цирконію – мають високу зносостійкість, біосумісність і низький коефіцієнт тертя;

- керамічні композити – поєднують властивості різних керамічних матеріалів для покращення механічних характеристик.

Комбіновані матеріали:

- для деяких ендопротезів використовуються комбіновані матеріали, що поєднують метали і полімери або кераміку, щоб забезпечити оптимальні механічні властивості і зносостійкість.

Ендопртези виготовляються різними способами.

Лиття -використовується для виготовлення металевих компонентів. Процес включає заливання розплавленого металу в форму, де він застигає.

Механічна обробка – застосовується після лиття. Металеві деталі часто піддаються механічній обробці (точіння, фрезерування, шліфування) для досягнення точних розмірів і форми.

3D-друк – адитивне виробництво (3D-друк) дозволяє створювати складні форми і структури, які неможливо виготовити традиційними методами. Використовується для виготовлення як металевих, так і полімерних компонентів.

Кування та пресування – металеві компоненти можуть виготовлятися шляхом кування або пресування, що покращує їх міцність та однорідність.

Високотемпературне спікання – використовується для виготовлення керамічних компонентів. Матеріал пресується в форму і спікається при високій температурі, що забезпечує його міцність і зносостійкість.

1.2 Використання адитивних технологій в біопротезуванні

У ХХІ столітті в медицині реалізували багато наукових ідей, які колись здавалися фантастикою, наприклад, роботохірургія або біонічні кінцівки. Чимала заслуга в недавніх успіхах медицини належить адитивним технологіям. Сьогодні

на 3D-принтері виготовляють моделі частин тіла і протези, а в недалекому майбутньому звичайною практикою стане 3D-друк штучних органів і ліків. Приклади таких імплантів, які на тепер є можливим виготовити, наведені на рис.1.1.

За даними звіту Wohlers Report 2018, сфера охорони здоров'я займає 11,3% світового ринку адитивного виробництва. Згідно з дослідженням компанії Market Research Future (MRFR), сукупні темпи річного зростання глобального ринку 3D-друку медичних пристроїв у 2018-2023 роках оцінюються в 18%.



а



б



б

Рисунок 1.1 – Приклади імплантів: а – шкіра; б – вушні імплантати;
в – судини та артерії

Один із ключових факторів у медицині – точність, адже найменша помилка в розрахунках може мати фатальні наслідки. І тут 3D-друк підходить якнайкраще, адже головні переваги цієї технології – довільний вибір методу проектування і висока точність при створенні кінцевих продуктів. Порівняно з традиційними методами, можливість друку унікальних одиничних або дрібносерійних виробів зі складною геометрією відкриває шлях до більш швидкого та економічного виробництва.

Переваги адитивних технологій для біопротезування:

- 3D-технології мають безперечні переваги;
- висока точність, що дає змогу врахувати індивідуальні особливості людини;
- можливість створення конструкцій будь-якої складності;
- полегшення ваги надрукованих виробів;
- скорочення термінів виробництва (зокрема за рахунок відсутності оснащення), і як наслідок - прискорення надання медичної допомоги;
- економія трудових і матеріальних ресурсів;
- зниження собівартості виробів;
- великий вибір інноваційних матеріалів.

Завдяки цим особливостям обладнання можна використовувати як у спеціалізованих клініках, так і в звичайних державних установах.

Поміж тим, вже практикується друк таких виробів:

- макети органів, тканин і кісток під час планування операцій;
- протези, імпланти, хірургічні шаблони в хірургії та стоматології;
- ортопедичні устілки, корсети та інші ортези;
- слухові апарати;
- майстер-моделі для медичних виробів;
- прототипи корпусів медичних приладів;
- продукція медичної косметології.

Такий великий перелік дає змогу прискорити і спростити процес виготовлення життєво важливих речей для пацієнтів.

За допомогою 3D-сканера (рис. 1.2) можна за лічені хвилини отримати точну тривимірну модель потрібного об'єкта (кістки, стоматологічного зліпка тощо), потім опрацювати отримані дані в спеціальному програмному забезпеченні та надрукувати модель або готовий виріб на 3D-принтері, або виготовити його традиційним способом .

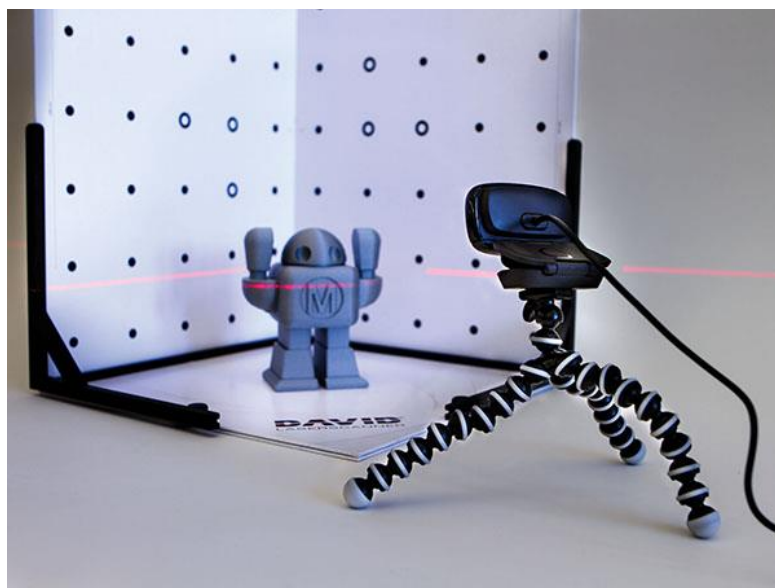


Рисунок 1.2 – Сканер для створення 3D-моделей

При цьому відпадає необхідність зберігати зліпки і зразки – всі 3D-моделі зберігаються в цифровому архіві. За необхідності їх можна оперативно відкоригувати і переслати інтернетом колегам у будь-яку точку Земної кулі.

Створення точних 3D-моделей кісток, частин тіла, тканин або органів дає змогу провести наочну демонстрацію патологій у масштабі 1:1. Лікар може точно оцінити розмір патології та розташування прилеглих тканин перед початком операції. У разі пересадки тривимірні моделі допомагають розробити докладні та індивідуальні плани операцій і підібрати органи, що точно підходять.

Деталізована модель, надрукована на 3D-принтері, і її анатомічно оптимальне положення допомагають хірургу під час зв'язки на всіх ключових етапах операції. Точне позиціонування патології та кровоносних судин у режимі реального часу дає можливість підвищити ефективність операції та знизити ризики.

Зміна надрукованих анатомічних моделей відповідно до фактичного стану органів - один із найважливіших методів застосування 3D-технологій. Така можливість не тільки економить цінний час хірургів, а й підвищує точність прогнозування хвороб.

Створення друкованого продукту відбувається в кілька етапів:

- Збір даних пацієнта з використанням різних технологій (КТ, МРТ, УЗД, ПЕТ, 3D-сканування).
- За результатами досліджень обирається цільова область і створюється 3D-модель у програмному забезпеченні.
- На базі створеної 3D-моделі друкується точна копія об'єкта.
- На надрукованій моделі моделюється хірургічна операція.

Для виготовлення протезів та імплантатів використовують різні технології та матеріали – від пластиків до металів. 3D-друк металами дає змогу створити виріб із заданою складною геометрією, що ідеально підходить конкретному

пацієнтові. Топологічна оптимізація вирішує такі важливі для протезування завдання, як:

- створення суцільнометалевої конструкції будь-якої необхідної форми;
- полегшення ваги протеза;
- підвищення міцності виробів завдяки мікроскопічним порожнинам, які забезпечують міграцію власних клітин кісткової тканин хворого;
- створення протезів із пористою структурою, що сприяє швидшому імплантації.

3D-друк з металевих сплавів (насамперед - титанових) використовується під час протезування кісток щелепно-лицьової ділянки, міжхребцевих дисків, ключиць, колінних суглобів, лопаток, тазостегнових кісток. У стоматології ці матеріали застосовують для виготовлення цілісних імплантатів, а також металевих основ коронок і мостів із титану, кобальт-хрому та інших сплавів.

Найважливішими особливостями протезів, створених за допомогою 3D-друку металами, є ідеальна точність їхнього з'єднання з тілом і відсутність реакції відторгнення. Створення протезів на 3D-принтері обходиться дешевше і потребує менше часу.

1.3 Використання 3D-друку в ендопротезуванні:

Технологія, за допомогою якої друкуються металеві тримірні вироби, отримала назву "Пряме лазерне спікання матеріалу" (Direct metal laser sintering, DMLS). Фактично - це розвиток технології SLS.

Сьогодні для тримірного друку використовують декілька десятків видів металевої сировини у форматі сферичних гранул розмірами від 4 до 80 мікрон. Найбільш популярні металеві порошки для 3D-друку бувають як на основі кольорових металів (алюмінієвих, титанових, мідних, кобальт-хромових), так і із сплавів, у основі яких є залізо. Сталеві порошки можна розділити на:

- нержавіючі (марки 17-4PH, AISI 410, AISI 304L, AISI 316L, AISI 904L);
- інструментальні (марки 1.2343, 1.2367, 1.2709);
- нікелеві (Inconel 625, Inconel 718) – запатентований сплав, який фактично не є сталлю, в якому є залізо, але основні елементи – нікель і хром;
- титанові Ti-6Al-4V (позначення UNS R56400), також іноді званий TC4, Ti64, або ASTM Grade 5, являє собою альфа-бета титановий сплав з високим ставленням міцності до маси та чудовою корозійною стійкістю. Це один із найчастіше використовуваних титанових сплавів, який застосовується там, де необхідні мала щільність і висока корозійна стійкість, наприклад, в аерокосмічній промисловості та біомеханічних застосуваннях (імплантати та протези);

За допомогою таких технологій створюються вироби складної форми, а їхня густина перевищує показники лиття. Металева продукція, надрукована на 3D-принтерах, застосовується в харчовій, аерокосмічній, нафтогазовій промисловості, а також в медицині, протезуванні, машинобудуванні, електроніці, ювелірної справі тощо.

Для друку тримірних об'єктів з металів крім технології SLS/DMLS також застосовують електронно-променеве плавлення (Electron beam melting, EBM). Спочатку в таких принтерах використовували металевий дріт, але виявилось, що для виготовлення високоточних деталей краще використовувати спеціальний матеріал - металоглину. Вона схожа на нитку, що складається із суміші металевої стружки, органічного клею і води. На принтері друкується виріб потрібної форми, який потім випалюють. При нагріванні клей і вода вигорають, а стружка сплавляється в монолітний матеріал, який за вагою та іншими параметрами дуже схожий на суцільнометалевий виріб. Він навіть може покриватися легкою іржою.

Ще одна відмінність EBM-принтерів від технологій SLS/DMLS полягає у тому, що для плавлення металевої глини генерується не лазерний промінь, а спрямовані електронні імпульси. Цей метод дозволяє отримати більш високу якість друку і більш чітке промальовування дрібних деталей.

Результати застосування селективного лазерного плавлення:

- зниження маси на 31% і скорочення загального часу складання;
- об'єднання трьох деталей в одну;
- зменшення коефіцієнта використання матеріалу з 17 до 1,5;
- значне скорочення часу механічного оброблення.

Технологія SLM дає змогу значно скоротити цикл виробництва виробу. З одного боку, коли ми рахуємо вартість матеріалів, адитивне виробництво виходить дорожчим. Але якщо враховувати всі економічні чинники, починаючи зі скорочення споживання електроенергії і закінчуючи зменшенням податкового навантаження, 3D-друк допомагає заощадити досить серйозні кошти.

Крім того, технологія дає можливість різко знизити коефіцієнт Buy-to-Fly, тобто співвідношення між кількістю закупленого матеріалу і кількістю матеріалу в готовій деталі.

На сьогодні найпоширенішими матеріалами для виготовлення пар тертя ендопротезів великих суглобів є метали (сплави Ti-Al-Nb(V), Co-Cr-Mo, Co-Cr), кераміка (Al_2O_3 , ZrO_2) та високомолекулярний поліетилен. Крім того, останніми роками значних успіхів досягнуто у створенні біомедичних матеріалів для ортопедичних імплантатів, зокрема композитних полімерних та керамічних матеріалів.

Таблиця 1.1 – Тип тертя та зношення

Тип тертя	Використані матеріали		Зношення мм/рік
Метал- поліетилен	Вкладиш	Високомолекулярний поліетилен	0,2-0,5
	Головка	Сплав Co-Cr-Mo, Ti-Al-Nb	
Кераміка- полуетилен	Вкладиш	Високомолекулярний поліетилен	0,1
	Головка	Al ₂ O ₃ , ZrO ₂	
Метал-метал	Вкладиш	Сплав Co-Cr-Mo, Ti-Al-Nb	0,002
	Головка	C Al ₂ O ₃ , ZrO ₂	
Кераміка- Кераміка	Вкладиш	Al ₂ O ₃ , ZrO ₂	0,001
	Головка		

У таблиці 1.1 наведено сучасні пари тертя штучних суглобів, виготовлені з різних матеріалів. Проаналізувавши їх, можна виділити переваги та недоліки кожної пари тертя.

Найпоширенішим типом штучного суглоба є пара метал-поліетилен через свою низьку вартість. Однак, цей тип має значний недолік – високий коефіцієнт зношення за рік порівняно з іншими типами.

Використання керамічної головки в парі тертя кераміка-поліетилен сприяє меншому зношенню поліетиленового вкладника. Проте такий штучний суглоб має високу вартість виготовлення і все ще утворює продукти зношення поліетилену після року використання.

Найкращими типами для протезування суглобів можна вважати пари метал-метал та кераміка-кераміка. Метал-метал характеризується низькою швидкістю зношення, надійністю конструкції та довговічністю. Кераміка-

кераміка має високу міцність, менший рівень зношення, високу біологічну сумісність з організмом та довговічність.

Недоліком пари тертя метал-метал є утворення субмікроскопічних продуктів тертя, токсичних для організму, що може призводити до хронічних захворювань та погіршення самопочуття. Пара тертя кераміка-кераміка має високу вартість і високу ймовірність утворення тріщин та руйнування.

Загалом, доцільно продовжити дослідження пари тертя метал-метал, зокрема різних сплавів металів, які були б менш токсичними для організму людини, оскільки цей тип має значні переваги.

До появи сучасних технологій створення ендопротезів було дуже дорогим і складним процесом, який вимагав багато часу та зусиль від медичних фахівців. Однак, завдяки 3D-друку цей процес значно спростився та став більш доступним. За допомогою комп'ютерного моделювання та спеціальних принтерів вдається створювати ендопротези, які точно відповідають формі окремих кісток та суглобів.

У підприємств, які вирішили впровадити адитивну технологію друку металом у свій виробничий цикл, можуть виникнути такі труднощі:

- необхідність у послідовних наукових дослідженнях (зокрема для вивчення властивостей металів);
- обмеження в розмірах об'єктів;
- великі початкові вкладення через високу вартість обладнання та витратних матеріалів;
- особливі вимоги до приміщення та умов експлуатації;
- атестація обладнання та сертифікація виробів;
- складність в адаптації 3D-рішень до наявних технологічних циклів на виробництві.

Діаметр пучка лазера в адитивній установці друку металами - 70-80 мікрон. Можна надрукувати стінку деталі товщиною в два проходи лазера, тобто мінімальна товщина буде всього лише 140-150 мікрон.

Металевий предмет виготовляє принтер по металу від кількох годин до кількох діб. Наприклад, модель заввишки 3-4 см друкуватиметься від 2 до 8 годин, залежно від її площі та висоти. Тестовий друк на промисловому 3D-принтері з камерою побудови 280 x 280 x 360 мм займає близько доби.

Продуктивність адитивних установок залежить від різних факторів:

Що більше лазерів, то вища швидкість і більша кількість вироблених деталей (потужність лазера - 400, 700 або 1000 Вт).

Залежно від конструкції системи порошок може розподілятися у двох або тільки в одному напрямку. Подача порошку в двох напрямках забезпечить значну економію часу виробництва.

Безперервна або періодична подача порошку. Системи з періодичною подачею можуть вимагати зупинку обладнання для дозаправлення під час виконання побудови, що уповільнює процес.

Можливість налаштувати робочі параметри системи для збільшення швидкості.

Металеві порошки являють собою дрібнодисперсні сферичні гранули. Властивості одержуваної продукції значною мірою залежать від властивостей використовуваного в принтерах порошку - ступеня чистоти, плинності та об'ємної щільності.

Сучасні адитивні технології передбачають використання близько двадцяти протестованих і готових до експлуатації матеріалів, зокрема інструментальних, нержавіючих, жароміцних сплавів, алюмінієвих і титанових сплавів, медичних кобальт-хромів і титану.

Оскільки металів дуже багато, і кожен з них має певні властивості, один метал можна замінити іншим, виходячи з технологічних завдань. Наприклад, якщо в технологічному ланцюжку необхідно задіяти титановий сплав, то

технолог зможе вибрати один з безлічі титанових сплавів з тими властивостями, які потрібні для виробництва конкретного виробу.

У кожного металу своя дисперсність. Під час 3D-друку використовуються порошки дисперсністю від 4 до 80 мікрон. Наприклад, у Європі порошки менше 8 мікрон заборонені, оскільки вони занадто вибухонебезпечні.

Хотілося б порівняти міцність виробів при використанні SLM і класичних технологій.

Характеристики міцності виробів залежать від самих виробів, точніше від їхньої геометрії, від поставлених завдань, навантаження, умов застосування (морське середовище, космос тощо).

SLM-друк дає можливість домогтися показників міцності, порівнянних з традиційними технологіями. Але приблизно в 50% випадків відлитий або відфрезерований виріб з ідеального блоку матеріалу міцніший порівняно з результатом 3D-друку. Причина - в пористості, яка виходить за адитивною технологією. Але при цьому надруковані об'єкти стають більш пружними і витримують більш високі навантаження, особливо якщо ми говоримо про такі матеріали, як титан, сталь і навіть різні сплави алюмінію. Алюміній - досить м'який матеріал, пористість додає йому пружності.

Необхідно зробити 3D-модель, прочитати все синтетично, провести аналіз і отримати попередні дані щодо виробу, а потім замислитися над можливістю його виготовлення і тестування в лабораторії. Такий підхід допоможе оптимізувати виробництво і не буде надто витратним.

Але є такі технології, як гаряче ізостатичне пресування (ГІП), які дають змогу вивести ці вироби на той самий рівень механічних властивостей. На титанових сплавах фактично можна отримати 80-90% від міцності навіть не литих, а кованих виробів. За рахунок ГІП вдається усунути внутрішні дефекти, що виникають через неоднорідність гранулометричного складу порошку, і досягти практично стовідсоткової щільності.

Часто ставлять запитання, чи може 3D-друк забезпечити більш високу міцність порівняно з класичними способами. Скажімо, завдяки поверхневому легуванню порошків можна отримати структури, які дійсно мають підвищені механічні властивості. Це можуть бути суперінварні сплави, наприклад, - тобто ті технології, які можуть забезпечити унікальні властивості, зокрема механічні та теплофізичні.

3D друк продовжує розвиватися, і його потенціал для ендопротезування ще не повністю вивчений. Дослідники працюють над створенням нових матеріалів та методів друку, які зроблять ендопротези ще більш міцними, довговічними та біологічно сумісними.

1.4 Висновок до розділу 1

Ендопротезування суглобів – це ефективний метод лікування для людей з пошкодженими або зруйнованими суглобами. 3D-друк здійснив революцію в цій галузі, дозволивши створювати індивідуальні імпланти, які можуть покращити результати лікування пацієнтів. Оскільки технологія 3D-друку продовжує розвиватися, ми можемо очікувати ще більшого прогресу в галузі ендопротезування.

2 ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ СПОСОБУ ПРОЄКТУВАННЯ ІМПЛАНТАТІВ

2.1 Аналіз програмних продуктів для 3D-проєктування імплантантів

Поверхнєве моделювання використовується фахівцями для проєктування складних форм. Майже кожен об'єкт, який ми використовуємо, розроблено за допомогою системи автоматизованого проєктування (САПР). За іронією долі, хоча програми САПР є хорошими для створення дизайнів, їх використання насправді дуже складне і вимагає багато часу, якщо ви намагаєтеся покращити наявний дизайн, щоб зробити продукт оптимальним.

Сучасні програми є спробами прискорити та спростити цей процес. Інструменти дозволяють дизайнерам інтерактивно редагувати, покращувати моделі САПР за допомогою більш оптимізованого інтуїтивно зрозумілого робочого процесу.

Технологія комп'ютерного проєктування – це спосіб створення у цифровому вигляді двовимірних креслень та тривимірних моделей реальних продуктів до того, як вони будуть вироблені. За допомогою 3D CAD можна обмінюватися, переглядати, моделювати, змінювати проєкти.

Комп'ютерне конструювання САПР є основою проєктування механічних деталей. Інструмент використовується широко, варто розуміти про програмне забезпечення САПР, що це комп'ютерна програма, що працює на коді. Так само як і решта, що виконується в коді, це можна автоматизувати. Основна мета автоматизації – економія часу, підвищення ефективності.

Варто заглибитися в інструменти системи автоматизованого проєктування і параметричне моделювання, розглянути види САПР, щоб зрозуміти, як вони допомагають заощадити час, зробити користувача більш ефективним.

2.1.1 Параметричне конструювання

Параметричне моделювання – це інструмент автоматизованого проектування (САПР), який заощаджує час: інженеру-проектувальнику не потрібно перемальовувати проект щоразу, коли змінюється один із його параметрів.

Цей інструмент був розроблений Rhino, програмою, що походить від AutoCAD. Параметричне проектування дозволяє дизайнерам змінювати всю форму свого дизайну одразу, а не лише окремі параметри по одному.

Але інструменти параметричного моделювання мають деякі недоліки. Дизайнери часто повинні передбачати потенційні зміни у конструкції та відповідним чином визначати функції. З іншого боку, необхідно вказувати відносини між функціями. Для складних проектів вловити задум може бути непросто.

Параметричне моделювання має на увазі, що продукт створюється зі збирання багатьох деталей, більшість із цих елементів є стандартними. Можливість миттєво створювати ці типізовані об'єкти без необхідності їх фактичного моделювання дозволяє значно заощадити час. При цьому дизайнеру потрібно лише ввести обрану кількість розмірів деталі, щоб отримати вихідну модель із зазначеними величинами. Програма створює предмет безпосередньо на основі вказаних параметрів.

Параметричне проектування виконується в такий спосіб, що розміри деталі залежить від кількох змінних. Усі параметри призначаються таким чином, що змінюються відповідно до вимог моделі та дизайну. Це досягається шляхом призначення деяких основних змінних та подальшої вказівки розмірів. Це дозволяє дуже швидко і вносити невеликі зміни, коригування в модель.

Роботу багатьох технічних фахівців неможливо уявити без створення креслень. Але сьогодні інженер може займатися кресленням не тільки вручну, але і за допомогою зручних додатків.

Є багато програмних продуктів, які придатні для проектування імплантатів. Проаналізуємо декілька найбільш поширених програмних продуктів:

- AutoCAD;
- SolidWorks;
- Autodesk Inventor.

AutoCAD – це програма, створена для дво- та тривимірного проектування. Її широко використовують у архітектурі, будівництві, дизайні, машинобудуванні, інженерії тощо.

Вона має такі переваги:

- AutoCAD має свій формат вихідних файлів DWG, який використовується в усьому світі. Одночасно з одним проектом можуть працювати одразу кілька користувачів. Таким чином, фахівці з будь-якого куточка планети можуть без проблем відстежувати оновлення;

- реалістична візуалізація планування;
- гнучкість інтерфейсу користувача. Всі інструменти можна розкласти так, як зручно проектувальнику.

Autocad має свій формат вихідних файлів DWG, який використовується в усьому світі. Одночасно з одним проектом можуть працювати одразу кілька користувачів. Таким чином, фахівці з будь-якого куточка планети можуть без проблем відстежувати оновлення.

Недоліками цієї програми є:

- відсутні функції читання креслень, виконаних інших графічних редакторах;
- не підтримується історія побудови;
- відсутня тривимірна параметризація;
- технічні вимоги для встановлення досить високі.

SolidWorks – одна з найбільш зручних і інтуїтивно зрозумілих систем автоматизованого проектування. Особливо з огляду на додатково зроблені для цього кроки у нових версіях програми.

Перевагами цього програмного продукту є:

- підготовка виробництва різноманітних виробів незалежно від їх складності та функціонального призначення;
- відсутність обмежень по кількості компонентів складних збірок;
- широкі можливості для оформлення необхідної конструкторської документації;
- можливість випробування спроектованих моделей на міцність в наближених до реальних умов;
- повна русифікація;
- відмінне співвідношення за ціною і продуктивності;
- просте використання і підтримка декількох стандартів.

Недоліком цього програмного забезпечення є те, що іноді зустрічається некоректне автоматичне проставлення розмірів, що легко виправляється користувачем вручну.

Autodesk Inventor - 3D-САПР с професійними інструментами для машинобудівного проектування, випуску робочої документації і моделювання виробі

Переваги цього програмного продукту:

- повна сумісність із форматом DWG;
- можливість використання двовимірних параметричних елементів із програми Autocad для створення нових тривимірних моделей;
- конвертується в велику кількість інших форматів;
- працює як на платформі Windows, так і Macintosh;
- розрахований на багато користувачів режим програми Autodesk Inventor дає можливість всім членам команди працювати над проектом одночасно. Інтернет-орієнтованість програмних продуктів;
- гнучкі налаштування програмного продукту під користувача;
- застосовується технологія адаптивного моделювання, тобто. при зміні розміру одного елемента моделі змінюються та пов'язані з ним інші

елементи моделі. Це дозволяє сконцентруватися на функціональності складання, а не на розмірах складових її деталей;

- легке керування власною чи імпортованою геометрією. За допомогою Inventor можна інтегрувати 2D-інженерні дані в єдину віртуальну модель продукту. Перевірка геометрії, оцінка міцності та функціональності здійснюється на віртуальній моделі ще до запуску реального виробу у виробництво;

- дозволяє використовувати технологію електронних макетів. Моделі деталей та виробів, створювані в середовищі Inventor, є їх точними тривимірними електронними макетами, що дозволяють всебічно вивчати поведінку виробів ще в процесі їх розробки: аналізувати геометрію, отримувати фотореалістичні зображення, проводити інженерні розрахунки;

- інструменти та команди Autodesk Inventor розміщені на Стрічці, яка складається з вкладок. Операції об'єднані у функціональні групи на панелях. Побудова моделей/складання та створення креслень відбувається в графічній області, дерево побудови моделі відображається в Браузері.

Недоліком цього програмного забезпечення є те, що іноді зустрічається некоректне автоматичне проставлення розмірів, що легко виправляється користувачем вручну.

2.2 Висновок до розділу 2

Аналізуючи програмні продукти для 3D-проектування імплантантів, системи автоматизованого проектування (САПР) стають важливою складовою у створенні складних форм і конструкцій. Autodesk Inventor виділяється серед них своєю універсальністю, повною сумісністю з DWG та можливістю роботи на різних платформах. Використання параметричного моделювання спрощує зміни та адаптації, а інструменти адаптивного моделювання полегшують процес розробки. Технологія електронних макетів дозволяє вивчати поведінку виробів

ще до їх виробництва. Отже, Autodesk Inventor є потужним інструментом для ефективного проектування імплантантів, дозволяючи швидко розробляти оптимальні рішення.

3. МЕТОДИ ТА СПОСОБИ ЗАСТОСУВАННЯ СИСТЕМ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МАТЕРІАЛІВ

3.1 Призначення та область застосування

Мікропроцесорний комплекс (МПК) призначений для визначення параметрів оброблюваності матеріалів методом свердління: МПК містить датчики глибин і обертів (ДГ і ДО), які, будучи встановлені на свердлильному верстаті, дозволяють під час контрольного свердління дослідного матеріалу, знімати масив чисел: відповідно – поточну глибину свердління і кількість оборотів шпинделя. По закінченні контрольного свердління, вказаний масив чисел обробляється в центральній системі ЕОМ, де визначають параметри оброблення матеріалу.

Обробка масиву і визначення параметрів обробленості проводиться в діалоговому режимі з оператором. Для збереження та перегляду кінцевих результатів обчислень у спеціалізованому програмному забезпеченні (СПЗ) мікро-ЕОМ передбачено режим введення/виводу кінцевих результатів на додатковий зовнішній запам'ятовуючий пристрій (ЗЗП), який може бути реалізований на побутовому записуючому пристрої. У цьому випадку як ЗЗП буде використана магнітна стрічка (МС).

СПЗ розміщено в репрограмованому постійному запам'ятовуючому пристрої (РПЗП) місткістю 15 Кбайт. Таке розміщення СПЗ забезпечує високу швидкість та оперативність підготовки МПК до роботи. СПЗ містить програмний захист від вібрацій шпинделя верстата та утвореного цим спотворення даних вихідного масиву чисел.

СПЗ дозволяє визначити наступні параметри обробки матеріалів:

- середнє значення подачі в вибраному діапазоні глибини;
- величину дисперсії подачі;

- середньоквадратичне відхилення від середнього значення подачі (несемеричне);
- довірчі межі за заданою односторонньою вірогідністю для середнього значення подачі;
- середній коефіцієнт оброблюваності;
- довірчі межі за заданою односторонньою вірогідністю для коефіцієнта оброблюваності;
- коефіцієнт неоднорідності;
- узагальнений коефіцієнт оброблюваності.

Середнє значення подачі в вибраному діапазоні глибини Π_{cp} визначається за формулою (2.1)

$$\Pi_{cp} = \frac{\sum_{i=in,ik} \Pi_i}{ik-in} \quad (3.1)$$

де $\Pi_i = \frac{h}{O_i}, \quad (3.2)$

значення подачі в i -й контрольній точці.

h – крок свердління між двома сусідніми контрольними точками, в яких знімаються величини обертів, заданих оператором;

O_i – кількість обертів, зроблених шпинделем станка при проході від i -ї до i -ї контрольної точки;

i_n – номер початкової контрольної точки зацікавленого оператора діапазону глибини $1 \leq i_n < \frac{h_{max}}{h}$, де h_{max} – глибина свердління;

i_k – номер кінцевої контрольної точки зацікавленого оператора діапазону глибини $1 < i_k \leq \frac{h_{max}}{h}$;

Дисперсія подачі D визначається за формулою (3.3):

$$D = \frac{\sum_{i=i_n, i_k} (\Pi_i - \Pi_{cp})^2}{i_k - i_n - 1} \quad (3.3)$$

Середньоквадратичне відхилення подачі Q визначається за формулою (3.4):

$$Q = \sqrt{D} \cdot M_k \quad (3.4)$$

де M_k – коефіцієнт, залежний від $K = i_k - i_n$ і вибираєм з таб. 1

Довірчі межі для середнього значення подачі E визначається за формулою (3.5):

$$E = \pm \frac{t_\gamma \cdot Q}{\sqrt{i_k - i_n}} \quad (3.5)$$

де t_γ – коефіцієнт, залежний від $K = i_k - i_n$, величина односторонньої довірливої вірогідності $P = \{0,9; 0,95; 0,975\}$ і вибирається з таб.2.[1]

Середній коефіцієнт оброблюваності $\bar{K}_{обр}$ визначається за формулою (3.6):

$$\bar{K}_{обр} = \frac{P_{ср}}{P_{еталон}} \quad (3.6)$$

де $P_{еталон}$ – еталонне значення подачі.

Довірчі межі для коефіцієнта оброблюваності $E_{обр}$ визначається за формулою (2.7):

$$E_{обр} = \pm \frac{E}{P_{еталон}} \quad (3.7)$$

Коефіцієнт неоднорідності K_H визначається за формулою (.8):

$$K_H = \pm \frac{Q}{Q_{еталон}} \quad (3.8)$$

де $Q_{еталон}$ – середньоквадратичне відхилення еталонної подачі.

Узагальнений коефіцієнт оброблюваності $K_{о о}$ визначається за формулою (3.9):

$$K_{о о} = \pm \frac{\bar{K}_{обр}}{K_H^\alpha} \quad (3.9)$$

де α – технологічний коефіцієнт, залежний від властивостей дослідного матеріалу

3.2 Класифікація застосування оптичних сенсорів для визначення механічних властивостей матеріалів

Вимірювання деформацій в процесі моніторингу здійснюється датчиками, які встановлюються на головні несівні конструкції будівлі або елементи конструкцій, які відповідають за конструкційну безпеку будівель і споруд. Основні параметри моніторингу: тиск на ґрунт; зміни зусиль в арматурі; лінійна деформація бетону; температурні деформації; тиск води на елементи конструкції; тиск конструкції на ґрунт; напруги (деформації) у конструкціях; вібрації (коливання) будівлі; зміщення конструкції; зміщення структурних пустот і утворення тріщин у конструкціях. Для виконання моніторингу можна використовувати волоконно-оптичні датчики з решітками Брегга. Як чутливий елемент точкових волоконно-оптичних датчиків виступає волоконна бреггівська решітка (ВБР), яка здатна відбивати певні довжини хвиль світла і пропускати всі інші. Цей ефект досягається шляхом створення періодичної зміни показника заломлення в серцевині волокна (рис.3.1).

При проходженні лазерного випромінювання через волокно частина його на певній довжині хвилі відбивається від решітки. Цей пік відбитого випромінювання реєструється вимірювальною апаратурою. В результаті впливу багатьох фізичних параметрів змінюється інтервал між вузлами решітки Брегга, а також коефіцієнт заломлення волокна. Відповідно, змінюється довжина хвилі випромінювання, відбитого від решітки. За зміною довжини хвилі можна визначити точні характеристики змін

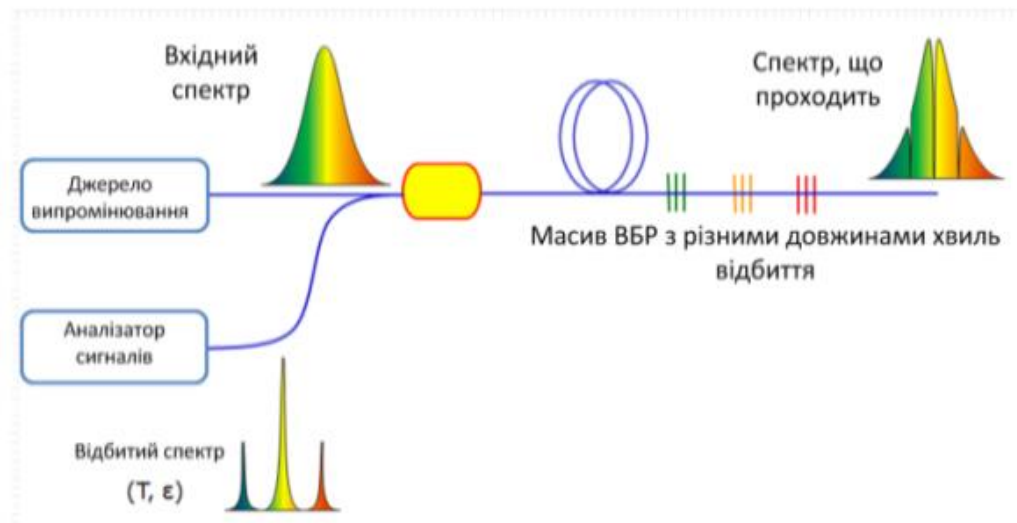


Рисунок 3.1 – Принцип дії волоконно-оптичних датчиків з решітками Брегга

Довжина хвилі відображення ВБР залежить від температури і деформації: $\lambda_{Bragg} = 2 \cdot n_{eff}(T) \cdot \Lambda(T, \epsilon)$. Кожна комірка решітки відбиває малу частину випромінювання, що пропускається через оптоволокно. Для довжини хвилі, в 2 рази більшої, ніж період решітки, відбиті промені складаються в фазі. В результаті виходить відбитий світловий сигнал з вузькою спектральною смугою. Відбита решітками довжина хвилі називається бреггівською. Бреггівська довжина хвилі залежить від температури і натягу волокна.

При впливі на оптичне волокно (температура, тиск і ін.), показник заломлення і відстань між комірками решітки змінюються і від неї відбиваються хвилі іншої довжини. За зміною відбитої довжини хвилі визначається необхідні характеристики (деформація, тиск, температура, і ін.).

В оптоволоконних датчиках на ВБР величина, що вимірюється, перетворюється в зміщення бреггівської довжини хвилі. Система реєстрації перетворює зміщення довжини хвилі в електричний сигнал.

Чутливий елемент такого датчика не містить електронних компонент і тому він є повністю пасивним, що означає можливість використовувати його в зоні підвищеної вибухонебезпечності, агресивності, сильних електромагнітних завад. На одне волокно може бути встановлено безліч бреггівських решіток, кожна з

яких дає відгук на власній довжині хвилі. У цьому випадку замість точкового датчика можна отримати розподілену систему реєстрації з мультиплексуванням по довжині хвилі. Використання довжини хвилі світла в якості інформаційного параметра робить датчик нечутливим до довготривалих дрейфів параметрів джерела і приймача випромінювання, а також випадкових загасань оптичної потужності у волокні.

3.3 Особливості визначення механічних властивостей матеріалів на основі брегівських дифракційних ґраток

Переваги волоконно-оптичних ВБР-датчиків:

- широкий діапазон вимірювань;
- можливість інтеграції датчика в структуру об'єкта;
- повна пожежо- та вибухобезпечність;
- передача сигналу на далекі відстані;
- інтеграція декількох датчиків в одному оптоволоконному каналі;
- нечутливість до електромагнітних і радіочастотних впливів;
- не вимагають перекалібрування (стійкі в часі при незмінних зовнішніх умовах).

Однією з основних переваг волоконно-оптичних датчиків є їх відносно легка можливість об'єднання в масиви (мультиплексування). Найчастіше у волоконних датчика брегівських ґратах використовуються два види мультиплексування – мультиплексування за довжиною хвилі (Wavelength Division Multiplexing - WDM) та мультиплексування за часом (Time Division Multiplexing -TDM).

Мультиплексування за часом TDM базується на аналізі швидкості проходження сигналу системою. Кожен датчик розділений ділянкою волоконного світловоду, для проходження якого сигналу потрібно певний і відомий

засудити, час. Джерело посилає короткий імпульс у систему. Сигнал на виході є рядом імпульсів, диференційованих за часом, кожен з яких несе інформацію про стан кожного сенсора окремо. У чистому вигляді така система мультиплексування також рідко використовується для об'єднання бреггівських волоконних датчиків, проте як складова частина більша. Складна система зустрічається досить часто. Детальний опис даного типу мультиплексування представлено у роботі .

Принцип WDM мультиплексування полягає в тому, що кожен сенсорний елемент записується зі своїм унікальним періодом решітки, що дозволяє розрізняти їх за спектром при аналізі та, відповідно, фіксувати показання кожного сенсора окремо. Кількість сенсорів у масиві, в основному, обмежується спектральною шириною джерела та динамічним діапазоном аналізатора .

3.4 Аналіз методів розробки 3D-моделей та алгоритми визначення механічних властивостей біоімплантів

Експеримент з навантаження був проведений в програмі Autodesk Inventor. Об'єкт розглядається як тверде тіло. На конструкцію діяли сили з найбільш використовуваних видів діяльності людини вагою 80 кг в повсякденному житті:

- 2000 Н (сила, що виникає у кульшовому суглобі при ходьбі)
- 3600 Н (сила, що виникає у кульшовому суглобі при підйомі по сходах)
- 11000 Н (сила, що виникає у кульшовому суглобі при спотиканні) .

Оптимальним напрямком для прикладання сили при модуляції навантаженняв ендопротезі тазостегнового суглобу є кут в 40° , від центральної осі модулю шийки (насадки)(див. рис.2.2) [8].

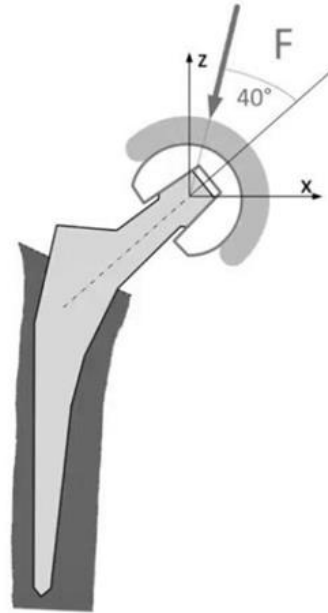


Рисунок 3.2 – Прикладення сили до ендопротезу

На рис. 3.3 показані місця та напрямки прикладення сил на об'єкт в середовищі Autodesk Inventor

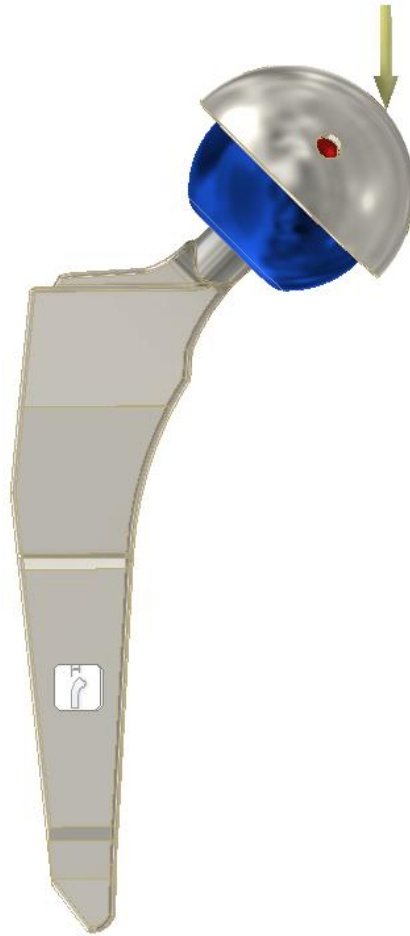


Рисунок 3.3 – Прикладення сили до ендопротезу в середовищі Autodesk Inventor

Процес симуляції починається зі створення геометричної моделі. Потім програма поділяє модель на маленькі частини простої форми (кінцеві елементи), з'єднані в загальних точках (вузлах) для їх подальшого детального аналізу. Мережа дискретних пов'язаних між собою елементів називається сіткою. Створення сітки – важливий етап в аналізі конструкції. Програма автоматично визначає розмір елемента для моделі беручи до уваги її обсяг, площу поверхні і інші характеристики. Розмір створюваної сітки, тобто, кількість вузлів і елементів, залежить від геометрії і розмірів моделі, і характеристик контакту. Для більш точного рішення задається менший розмір елемента, тобто відбувається більша деталізація аналізованої моделі. [9;10]

В табл. 3.1 наведена інформація про сітку.

Таблиця 3.1 – Інформація про сітку

Тип сітки	Сітка на твердому тілі
Виконуване розбиття	Стандартна сітка
Автоматичне ущільнення сітки	Off Точки сітки
Автоцикли сітки	Off Точки якобіана 4 точки
Розмір елемента	3.73149 мм
Допуск	0.186575 мм
Епюра якості сітки	Висока

В табл. 3.2 наведена деталізація сітки.

Таблиця 3.2 – Деталізація

Всього вузлів	25964
Всього елементів	16758
Максимальне співвідношення сторін	769.99
% елементів співвідношення сторін <3	69.8
% елементів співвідношення сторін >10	6.25
Спотворених елементів (Якобіан)	0

На рисунку 3.4 представлена сітка створена на моделі ендопротеза.

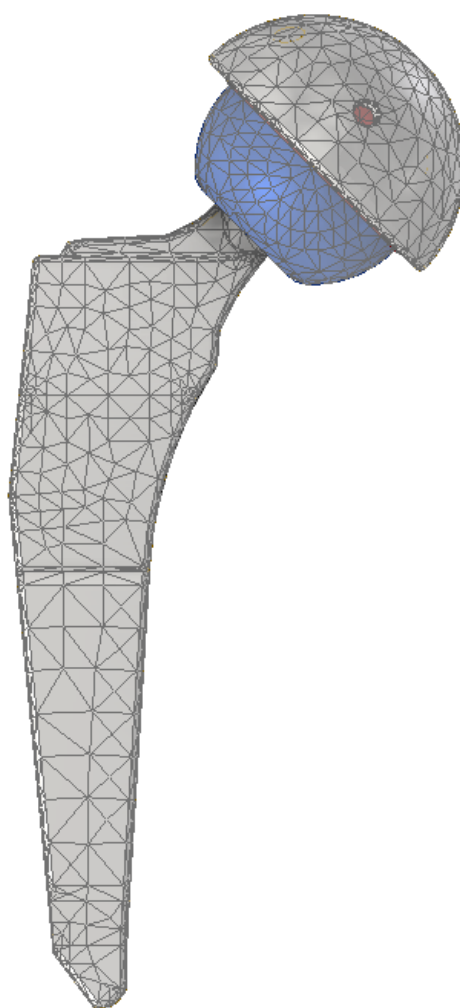


Рисунок 3.4 – Сітка на моделі ендопротеза

Результати проведених досліджень є напруження, переміщення та деформація моделі.

На рис. 3.5 представлено статичне навантаження з прикладеною силою в 2000 Н, на рис. 3.6 з силою 3600 Н і на рис. 3.7 з силою 11000 Н. Відповідно максимальне напруження на моделі було 181,452 МПа, 324,022 МПа та 972,062 МПа при критичному навантаженні.

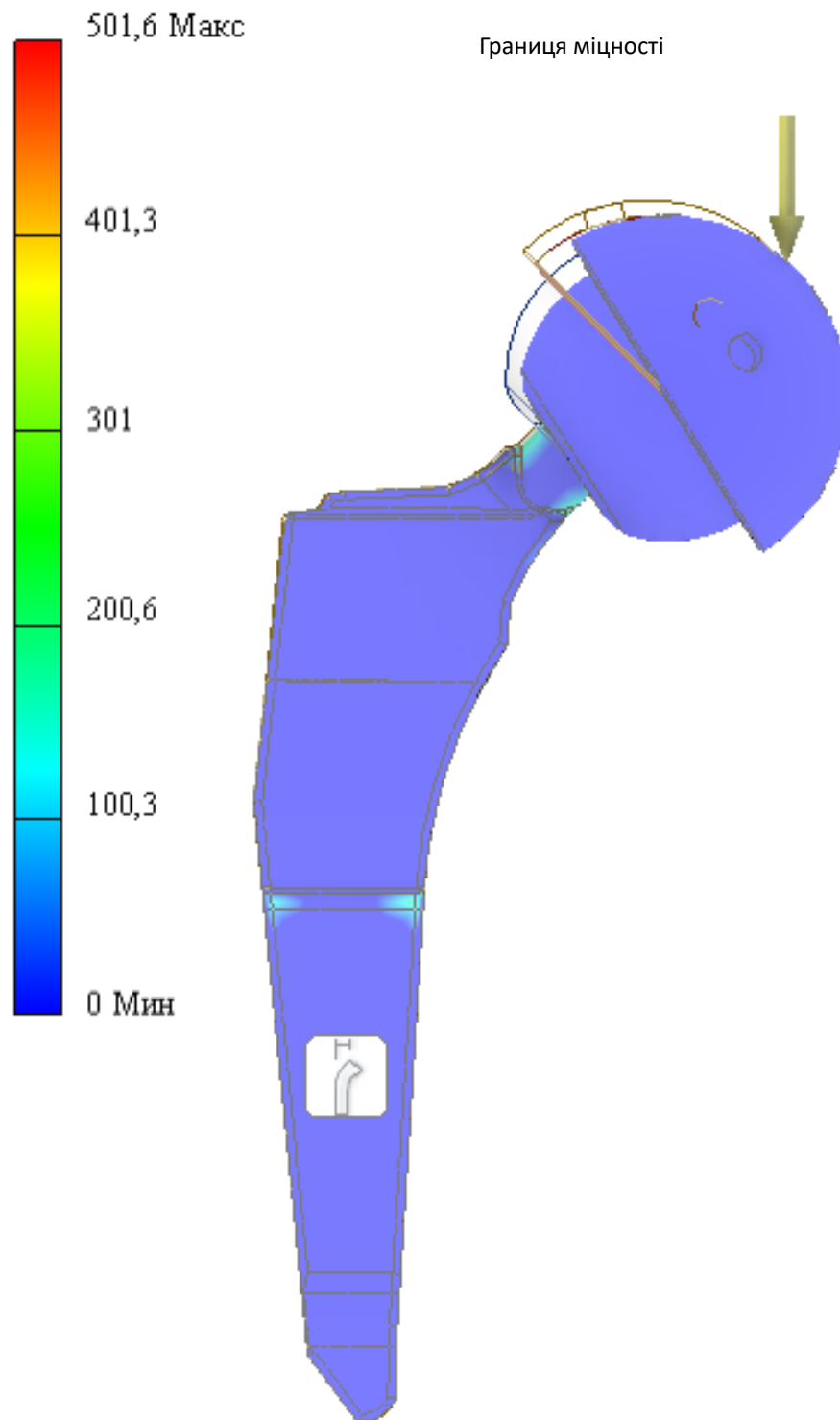


Рисунок 3.5 – Навантаження 2000 Н

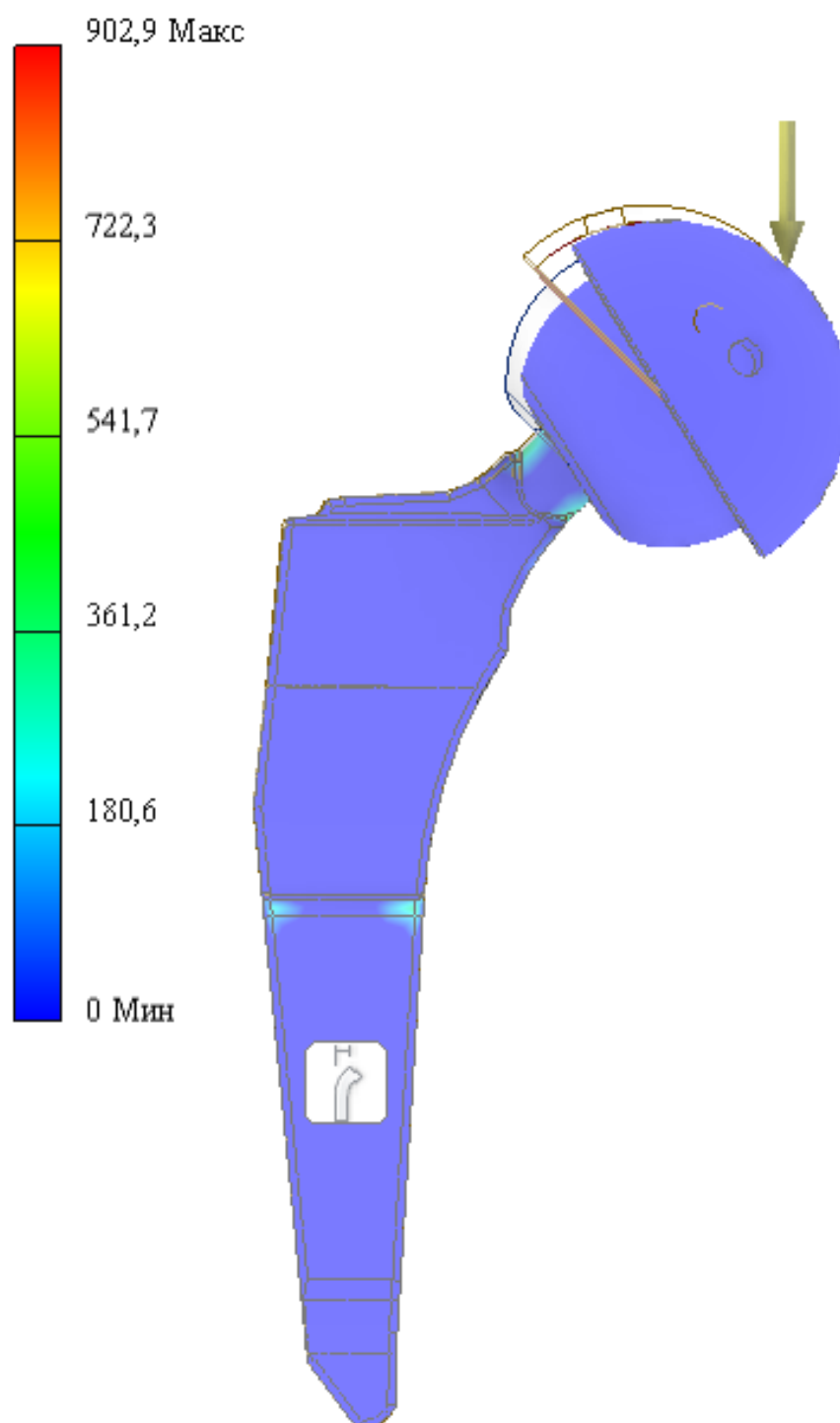


Рисунок 3.6 – Навантаження 3600 Н

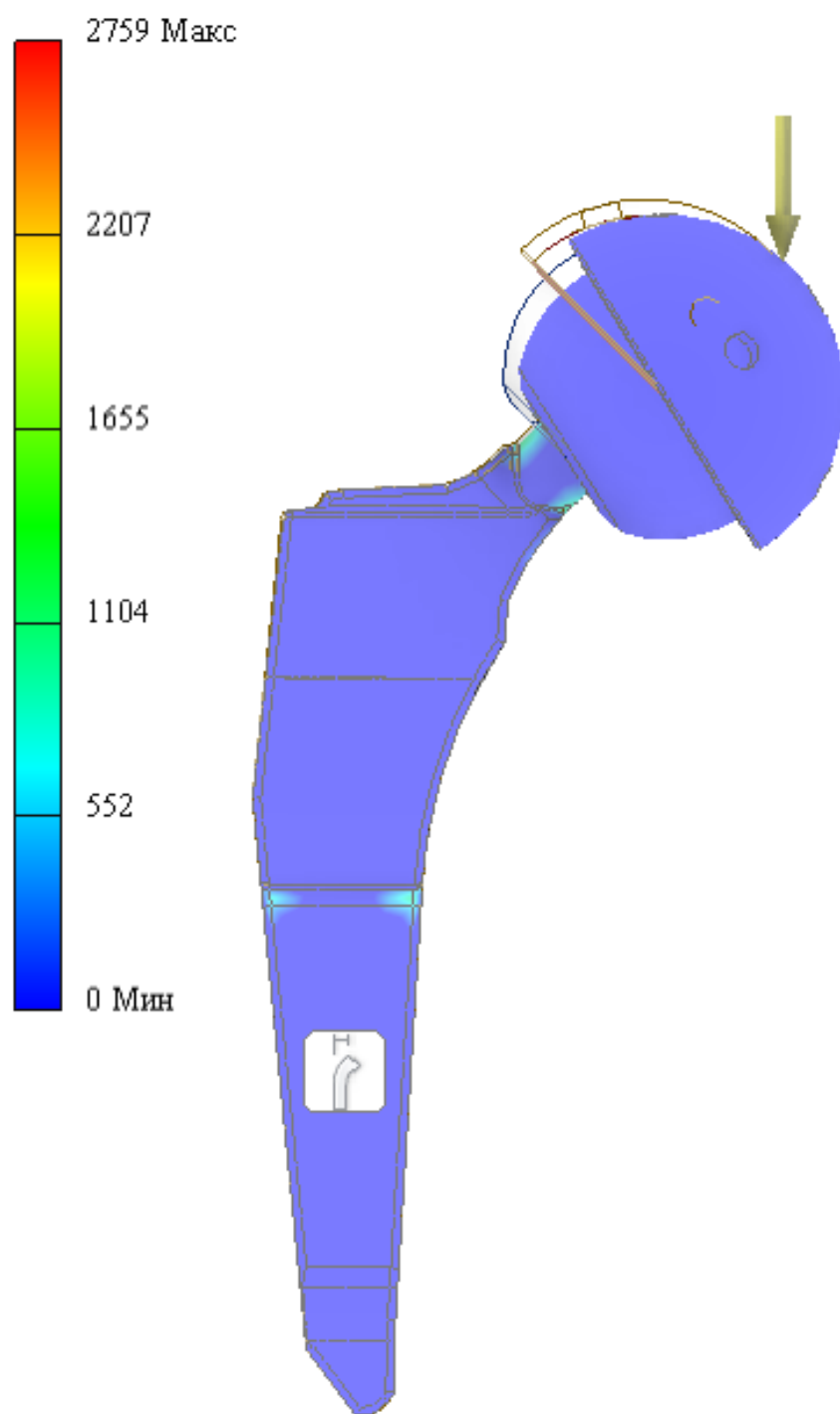


Рисунок 3.7 – Навантаження 11000 Н

3.5 Висновок до розділу 3

У розділі були розглянуті методи визначення механічних характеристик ендопротезів.

Конструкція розглянутого ендопротезу, не є небезпечною і створена з біосумісного матеріалу, проте за неправильної експлуатації та улаштування може призвести до пошкоджень організму. При проектуванні було враховано, що матеріал повинен мати високу міцність, бути гіпоалергенним, стійким до корозії, а також, володіти здатністю приживатися в людському організмі.

4. РОЗРОБКА 3D-МОДЕЛІ ІМПЛАНТА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДИНАМІЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

4.1 Особливості застосування програми Autodesk Inventor для створення 3D-моделей

Autodesk Inventor застосовується для дизайну, деталізації та візуалізації продуктів, систем, машин та оснащення.

Програма Autodesk Inventor має такий базовий функціонал:

- тверде 3D моделювання;
- Розробку зварних конструкцій
- Розрахунки на міцність;
- Прорахунок гідро/аеродинаміки;
- Можливість створення креслень;
- Проектування з урахуванням матеріалу;
- Візуалізацію;
- Прорахунок на вигин;
- Роботу з даними 3D-сканування ;
- Можливість проектування виробів із листового металу;
- Роботу із електросхемами;
- Можливість анімації готового виробу;
- Експорт даних у різні формати.

3D-моделювання у програмі відбувається на основі ескізів: на базовій площині будується найпростіша форма, до якої застосовуються різні операції. Основними з них є обертання, видавлювання, виріз, у тому числі за перерізом та траєкторією. Також є можливість заокруглення, дзеркального відображення об'єкта, створення тонкостінних елементів, різьблення та багато іншого. Всі функції винесені на панель інструментів зверху, що дозволяє зручно

керувати 3D моделлю. 3D моделювання у програмі відбувається на основі ескізів: на базовій площині будується найпростіша форма, до якої застосовуються різні операції. Основними з них є обертання, видавлювання, виріз, у тому числі за перерізом та траєкторією. Також є можливість заокруглення, дзеркального відображення об'єкта, створення тонкостінних елементів, різьблення та багато іншого. Всі функції винесені на панель інструментів зверху, що дозволяє зручно керувати 3D моделлю [18].

4.2 Етапи побудови 3D-моделі кульшового суглобу на основі програми Autodesk Inventor

Побудову ендопротеза кульшового суглоба починається зі створення ніжки суглоба, модель якої зображена на рис. 4.1.

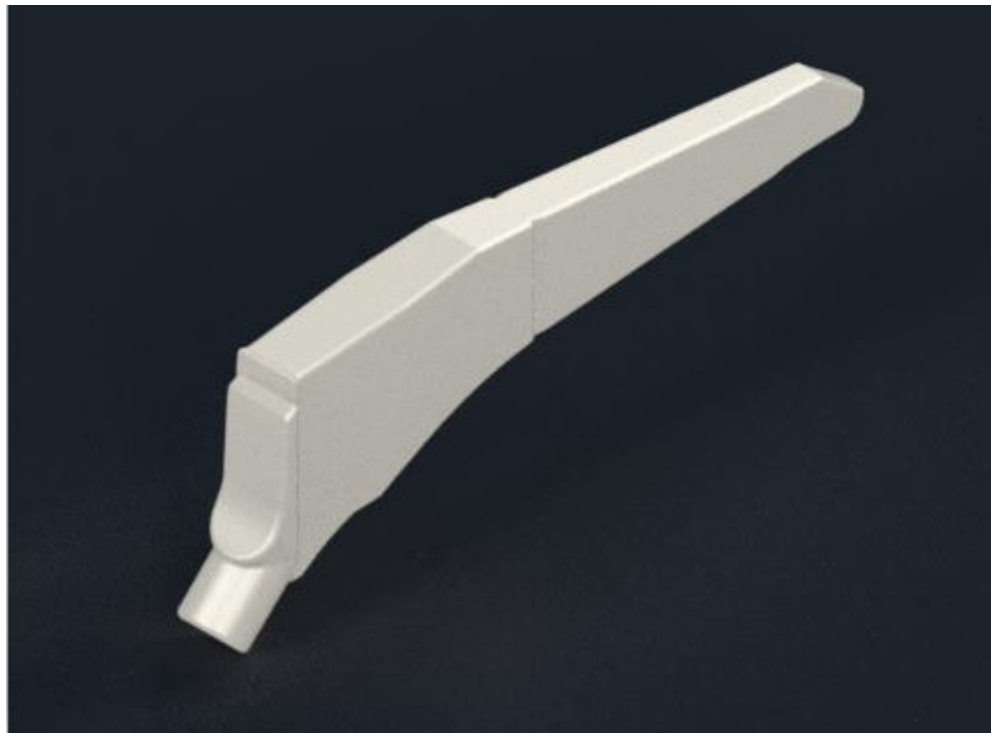


Рисунок 4.1 – Модель ніжки ендопротеза кульшового суглоба

Наступний етап – це побудова головки ендопротеза кульшового суглоба, модель якої зображено на рис. 4.2

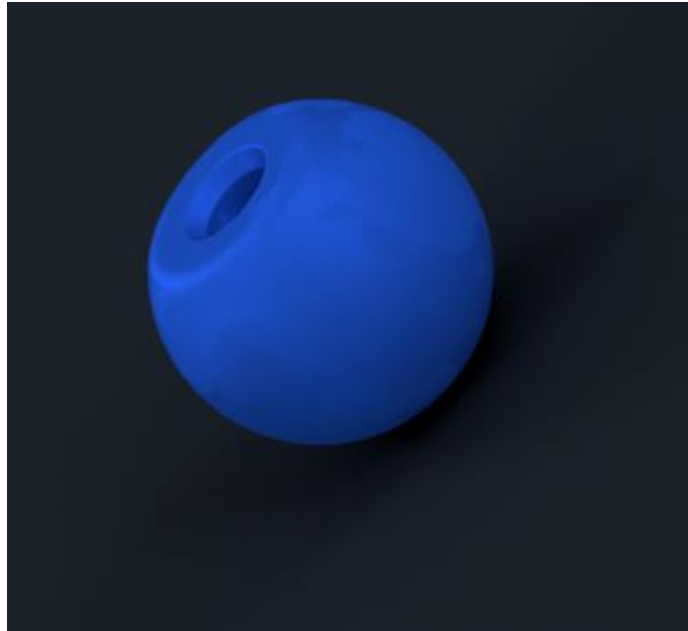


Рисунок 4.2 – Модель головки ендопротеза кульшового суглоба

Іншою складовою суглоба є ацетабулярний вкладник, модель якого подано на рис. 4.3

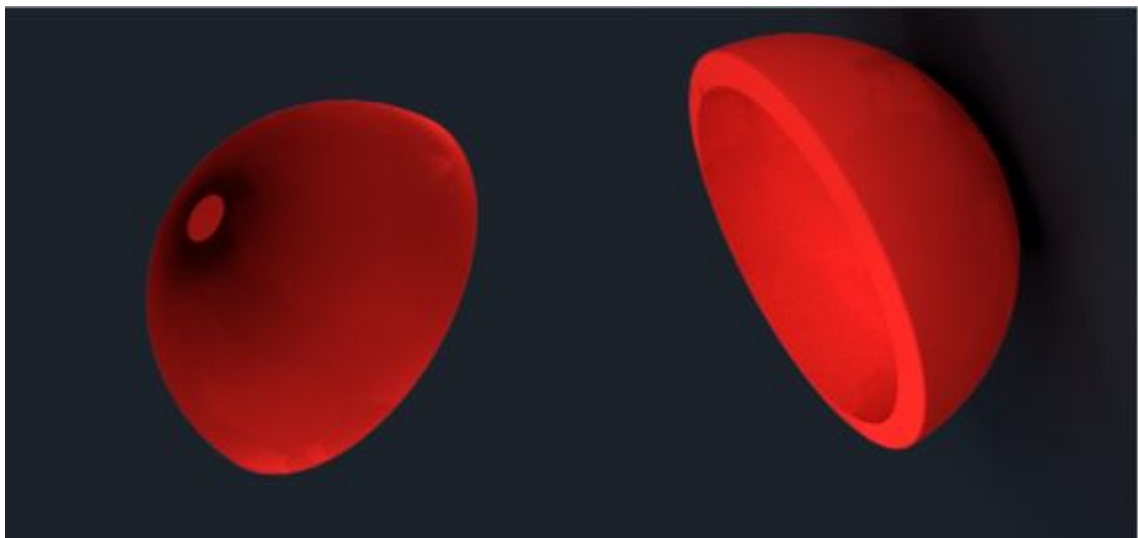


Рисунок 4.3 – Модель ацетабулярного вкладника

І заключним етапом побудови елемента 3D-моделі ендопротеза кульшового суглоба є ацебулятивна чаша, яка зображена на рис. 4.4.

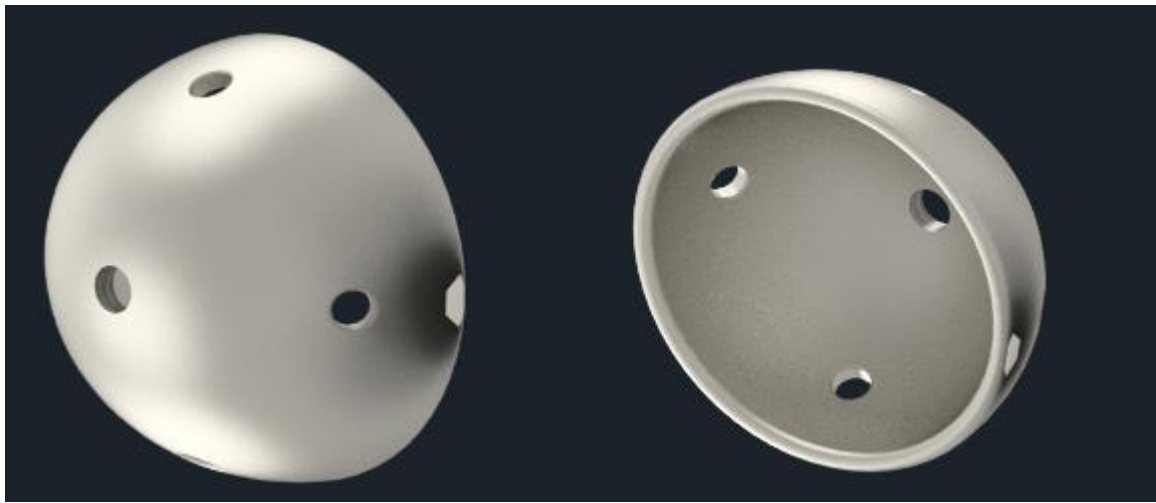


Рисунок 4.4 – Модель ацебулятивної чаші

Отримані просторові 3D-моделі кульшового суглоба дають змогу провести його збирання для виконання запланованих досліджень.

4.3 3D-модель для дослідження механічних властивостей імпланта

Для проведення досліджень імплантанта для кульшового суглобу потрібно створити складальну одиницю, а саме його 3D-модель. Цю модель можна буде використати не лише для операцій збирання і подальшого експериментального дослідження, але й для проведення імітаційних досліджень з використанням сучасних методів, зокрема, методу скінченних елементів, який ефективно використовується для розв'язку технічних задач різної складності. Для проведення експериментальних досліджень імплантанта кульшового суглобу з метою визначення напружень та інших механічних властивостей матеріалу, потрібно спочатку визначитися з типом давачів, що будуть використані для реєстрації моніторингу інформації про зміну напружень, способів їх розміщення, а також місце прикладання навантаження на імітаційному стенді. Для цього

можливо потрібно буде провести додаткову технологічну підготовку дослідного зразка з підготовкою відповідних поверхонь для розміщення давачів.

3D-модель конструкції ендопротезу кульшового суглоба у зібраному вигляді наведене на рисунках 4.5, 4.6, 4.7.

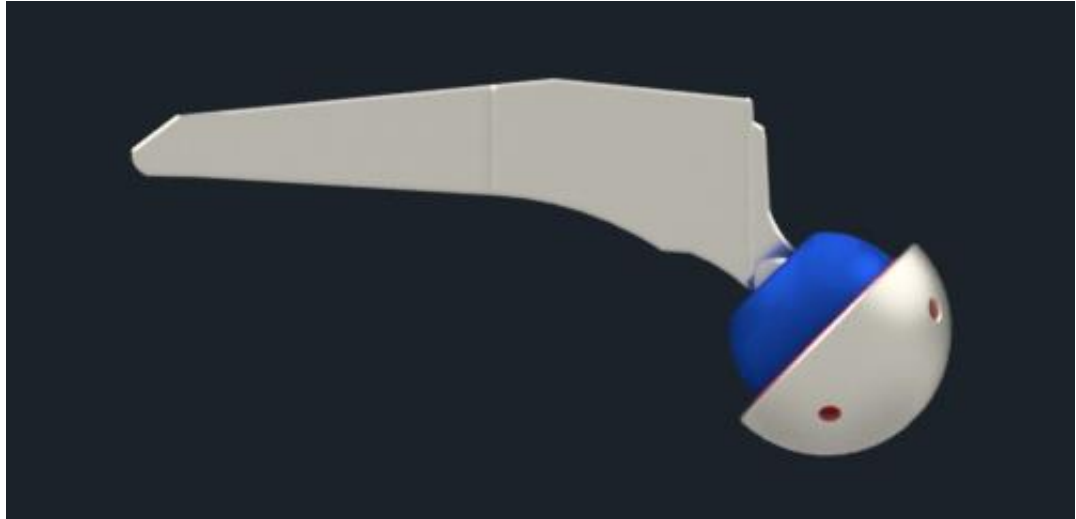


Рисунок 4.5– 3D- модель ендопротеза (вид спереду)

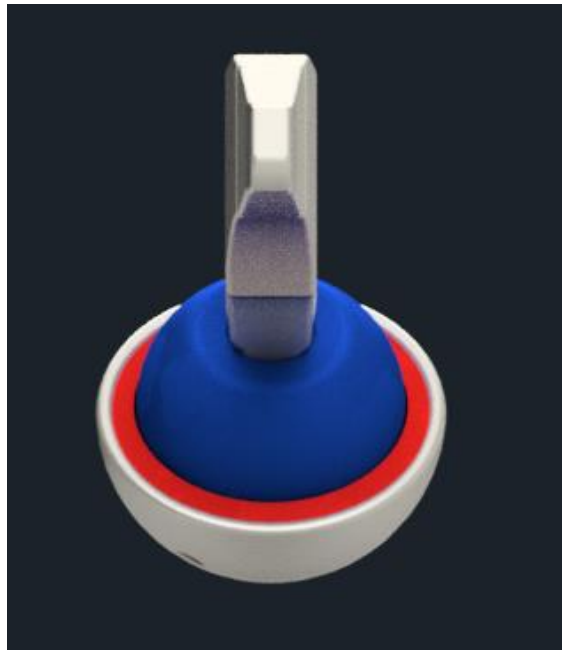


Рисунок 4.6 – 3D- модель ендопротеза (вид зліва)



Рисунок 4.7 – 3D- модель ендопротеза (вид зверху)

4.4 Визначення механічних властивостей імплантанта

Розвиток сучасних методів та засобів неруйнівного контролю (НК) та діагностики є невід'ємним аспектом безпеки експлуатації виробів різних галузей промисловості. Широке застосування пошарових полікомполімерних матеріалів (ПКМ), що мають високу питому міцність, тріщиностійкість, стійкість до корозії та малу вагу в порівнянні з традиційними металевими матеріалами і сплавами, для створення високонавантажених та особливо відповідальних біомеханічних конструкцій ставить завдання високої складності, що приводить до необхідності розробки інтегрованих систем вбудованого контролю, які виконують сенсорну та процесорну функції. Сенсорна функція може бути реалізована за рахунок введення на стадії виготовлення конструкції датчиків, що зберігають свою працездатність та функціонал після впливу технологічних режимів формування ПКМ та здатних безперервно реєструвати величини діючих навантажень у процесі статичних та динамічних механічних впливів на матеріал конструкції, а також під час дії інших експлуатаційних факторів .

Перспективним з погляду вбудованого контролю матеріалу конструкції є оптичні волоконні датчики на основі бреггівської решітки. Волоконні бреггівські решітки (ВБР) у порівнянні з традиційно застосовуваними тензодатчиками

компактніші, не схильні до електромагнітних перешкод і можуть інтегруватися в єдине оптоволокно. Разом з цим оптоволокно досить легко інтегрується в ПКМ (наприклад, у вугле-, скло-, органопластику тощо) у процесі виготовлення елемента конструкції. Різним питанням визначення деформації ПКМ з використанням ВБР присвячено окремий пласт робіт, серед яких слід відзначити працю, спрямовану на вимірювання неоднорідних полів деформації, що нерозривно пов'язано з багатьма авіаційними та будівельними конструкціями, а також наукову роботу, присвячену вирішенню головних питань в цій області.

Завдяки своїм перевагам ВБР починають застосовуватися для систем вбудованого контролю у біомедичній інженерії та механіці. Досліджується можливість використання ВБР для оцінювання міцності виробів протезів, наприклад, на основі стержня стегнового з вуглепластику.

Під час визначення деформації протеза методом калібрування деформації тензодавача необхідно визначити коефіцієнт пропорційності між деформацією, що вимірюється ВБР і визначається тензодавачем. У згаданій роботі в односпрямованого зразка вуглепластику марки ВКУ-47І коефіцієнт пропорційності становив 1,136. За результатами експериментів на зразках, виготовлених із різних партій, точність визначення деформації з використанням ВБР по відношенню до результатів, отриманих за допомогою тензометрії та екстензометра, склала для однакових рівнів навантажень не більше 6% за загальної деформації зразків до 0,83% (рис. 4.1).

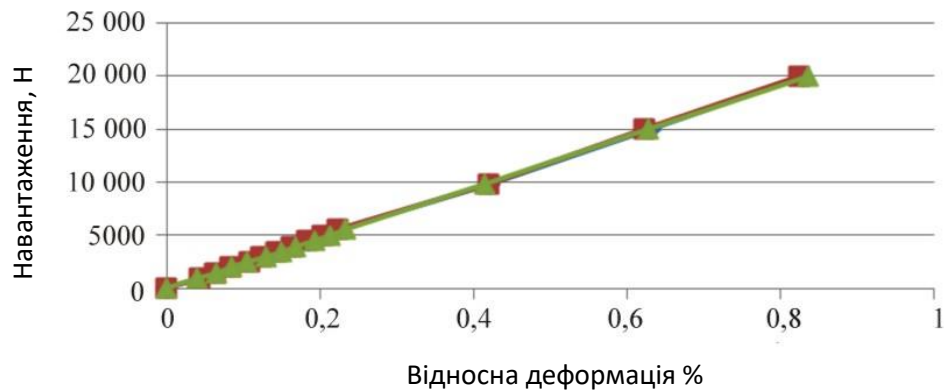


Рисунок 4.1 – Порівняння показань ВБР:

◆ деформація зразка, виміряна тензодавач ■ деформація зразка, виміряна екстензометром; + – деформація зразка, виміряна ВБР.

Використання такого методу калібрування для оребрених панелей вимагає виготовлення спеціального оснащення під конкретні тип та розмір деталі, а головне – необхідність руйнування виготовленої конструкції, що є неекономічним. Крім того, неможливо калібрувати конструкції, які мають важкодоступні місця для приклеювання тензодавачів. Тому для визначення деформації ПКМ в тристрингерній панелі за допомогою ВБР був випробуваний метод калібрування за значеннями деформації, отриманими теоретичним розрахунком (калібрування з розрахункової деформації).

Розроблена 3D-модель імплантанта тазостегнового суглоба з давачами типу бреггівських решіток, показано на рис.4.2.

Таким чином, розглянуто два методи визначення деформації матеріалу вздовж поздовжньої осі конструкції з ПКМ із використанням оптоволоконних сенсорів на основі ВБР на прикладі стандартних зразків та тристрингерної панелі з вуглепластику ВКУ-47І. Показано, що вимірювання деформації ПКМ методом калібрування деформації тензодавача дає результат з похибкою до 6 %. Проте, цей метод не може бути реалізованим для використання на готових конструкціях, особливо великогабаритних і важкодоступних місць. Така методика рекомендована для стандартних зразків, наприклад, застосовуваних визначення властивостей ПКМ, зокрема в біотехнічних системах.

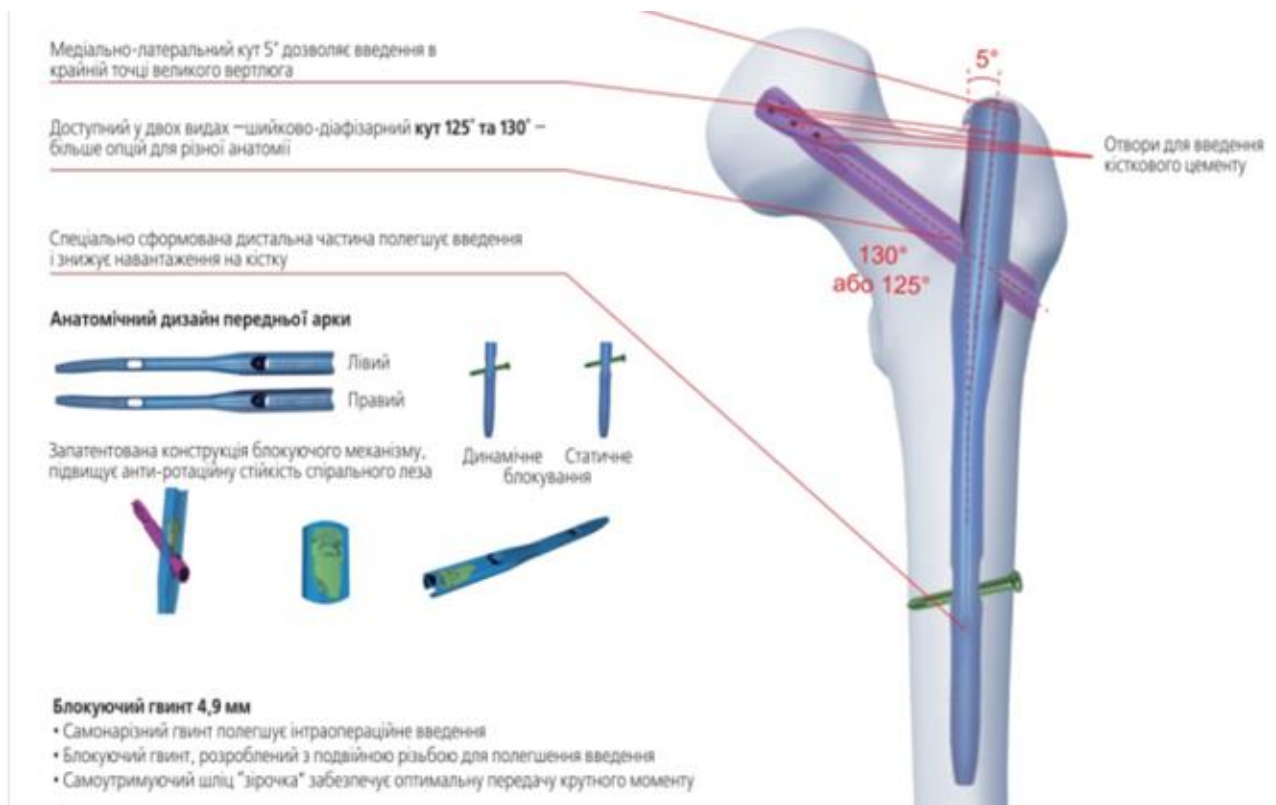


Рисунок 4.2 – 3D-модель імплантанта тазостегнового суглоба з давачами типу бреггівських решіток

4.4 Висновки до розділу 4

1. У розділі наведено етапи створення 3D-моделей складових елементів ендопротезу кульшового суглоба, а також його дослідний зразок у зібраному вигляді як складальна одиниця.

2. Ознайомившись з можливостями комп'ютерної програми Autodesk Inventor, приходимо до висновку, що ця програма є однією з найбільш ефективних і найбільше підходить для проектування деталей дослідного зразка, так як в ній після побудування 3D-моделі можна одразу провести імітаційні дослідження, а після його виготовлення – експериментальні дослідження. Це дасть змогу визначити можливі деформації та зміну механічних властивостей нового композитного матеріалу під навантаженням, а також визначити його зносостійкість.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ

В даній бакалаврській дипломній роботі розглядається приміщення де виконується 3D-моделювання біоімплантів з використанням програмного продукту SolidWorkS.

У приміщенні можуть виникати небезпечні і шкідливі виробничі фактори, що відносять до фізичної і психологічної груп.

До групи фізичних небезпечних і шкідливих виробничих факторів відносяться:

- Підвищений рівень шуму;
- Підвищене значення напруги в електричній мережі, замикання якої може відбуватись через тіло людини;
- Відсутнє або недостатнє природне освітлення;
- Недостатнє освітлення.

Психологічну групу шкідливих і небезпечних виробничих акторів складають:

- Фізичні перевантаження(статичні);
- Нервово-психічні перевантаження (монотонність праці).
-

5.1. Технічні рішення з безпечної експлуатації об'єкта

5.1.1 Технічні рішення з безпечної організації робочих місць

Згідно санітарних норм об'єм приміщення на одного працюючого не повинен бути менше $V > 1,5 \text{ м}^3$, а площа на одну працюючого не менше $S > 4,5 \text{ м}^2$. Для переодягання передбачені гардеробні, які обладнані у вигляді шафи для змінної одежі. Є умивальник з гарячою і холодною водою, обладнані полки для мила і

рушників. Є аптечка для надання першої медичної допомоги. Згідно [10] елементи приміщення і обладнання пофарбовані в раціональні відтінки:

- стеля і стіни - в білий колір;
- обладнання - в світло-зелений;
- пожежні засоби - в червоний;
- обертові частини обладнання окрашені в сигнальний колір, попереджуючий про небезпеку.

Обладнання розташоване в два ряди ширина проходу - 1,8 м. Для забезпечення безпечної роботи місця сплановано і організовано.

5.1.2 Електробезпека

Для живлення обладнання електричним струмом використовують трифазну чотири провідну мережу напругою до 1000В з заземленою нейтраллю, напругою $U = 380/220В$. Оскільки мають місце такі небезпечні умови, як наявність струмопровідної підлоги (лінолеум), а також є можливість одночасного дотику людини до металевих частин конструкції, то приміщення відносять до приміщень з особливою небезпекою, тому для захисту працюючих від можливого ураження електричним струмом слід передбачити такі заходи:

1. Забезпечити недоступність струмопровідних елементів, що знаходяться під напругою для випадкового дотику. Застосування подвійної ізоляції.
2. Застосовувати занулення обладнання, що може опинитись під напругою.
3. використання систем захисного відключення.
4. Використання малих напруг в лампах місцевого освітлення.

5.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

5.2.1 Мікроклімат

Мікроклімат нормується в залежності від категорії робіт та періоду року, від того постійне чи непостійне робоче місце. Встановлені санітарно-гігієнічні

заходи до показників мікроклімату. Мікроклімат характеризується наступними показниками: T – температура повітря, °С; I – відносна вологість повітря, %; V – інтенсивність теплового опромінення, Вт/м²; швидкість руху повітря, м/с. Параметри мікроклімату наведені в табл. 5.1 згідно [16].

Таблиця 5.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Категорія робіт	Температура					Відносна вологість, %		Швидкість руху повітря, м/с	
		Оптимальна	Допустима верхня		Допустима нижня		Оптимальна	Допустима	Оптимальна	Допустима
			Постійне роб.	Непостійне не роб.	Постійне	Непостійне				
Холодн	Іб	17-19	21	23	15	13	40-60	75	0,1	≤0,2
Теплий	Іб	21-23	27	29	16	15	40-60	70	0,1	0,2-0,3

Категорія робіт Іб енерговитрати 121-150 ккал/год (140-174 Вт). Норми інтенсивності теплового опромінення (табл. 5.2).

Таблиця 5.2 – Норми інтенсивності теплового опромінення

Відсоток опромінення поверх тіла людини	Більше 59	25 - 50	Менше 25
Допустима інтенсивність теплового опромінення, Вт/м²	35	70	100

Для обігріву і створення у приміщеннях показників мікроклімату повинно застосовуватися опалення. Передбачається парова система опалення, яка повинна забезпечувати рівномірне прогрівання повітря в приміщеннях,

можливість місцевого регулювання або вимикання, зручність у експлуатації і доступ до ремонту згідно [17].

Всі показники мікроклімату в приміщенні забезпечені.

5.2.2 Освітлення

При виконанні в приміщенні робіт Іб розряду слід приймати систему комбінованого освітлення $E=2000$ (лк) [18].

Характеристика зорової роботи – високої точності; найменший розмір об'єкту від 0,15 (мм) до 0,3 (мм); розряд та під розряд зорової роботи Іб; освітленість при комбінованому освітленні 2000 (лк).

Освітлення робочої поверхні, що здійснюється світильниками загального освітлення в системі комбінованого освітлення повинно складати 10 (%) від тієї, що нормується для комбінованого освітлення при тих джерелах світла, що використовуються для місцевого освітлення. При цьому найменші і найбільші значення освітленості приймаються згідно таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 – Граничні значення освітленості

Лампи	Освітленість від світла заг. освітл. в системі комбінов., лк	
	найбільша	найменша
Газорозрядні	500	150
Розжарювання	100	50

Для загального освітлення в системі комбінованого слід передбачити, як правило, газорозрядні лампи незалежно від типу джерела світла місцевого освітлення.

При виконанні в приміщеннях робіт I-V розрядів освітленість проходів та діляниць, де роботи не виконуються, повинна складати не менше 25 (%) освітленості, що створюється світильниками загального освітлення на робочому місці, але не менше 75 (лк) при газорозрядних лампах.

Для місцевого освітлення повинні бути передбачені світильники з непросвічуючими відбивачами, які мають захисний кут не менше 30°.

Коефіцієнт пульсації освітленості при освітленні приміщень газорозрядними лампами, які живляться змінним струмом частотою 50 (Гц), не повинен перевищувати значень приведених в табл. 5.4.

Таблиця 5.4 – Коефіцієнт пульсації освітленості

Система освітлення	Коефіцієнт пульсації освітленості, %, при розрядах зопової роботи I-II
Комбіноване загальне	20
Комбіноване місцеве	10

Аварійне освітлення передбачається, якщо відключення робочого освітлення може викликати:

- порушення норм обслуговування обладнання;
- тривале порушення технологічного процесу;
- порушення роботи пристроїв вентиляції і кондиціонування повітря для виробничих приміщень.

5.2.3 Шум

Основним джерелом шуму на робочому місці є комп'ютери та системи вентиляції. Норми рівнів шуму мають відповідати [19].

Таблиця 5.5– Допустимі рівні звукового тиску

Рівні звукового тиску в дБ в октанових смугах з середнот геометричними частотами, Гц									Рівні звуку і еквівалентні рівнів звуку, лБ(А)
31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	80
107	95	87	82	78	75	73	71	69	

Засоби та заходи захисту від шуму на робочому місці. Для звукоізоляції окремих шумних ділянок у приміщенні чи устаткування застосовують легкі багатошарові звукоізоляційні перегородки з повітряними прошарками. Для

звукоізоляції від найбільш шумних вузлів та агрегатів (ланцюгові передачі, двигуни, компресори, вентилятори) використовуються звукоізоляційні кожухи, які є засобами, що встановлюються в безпосередній близькості від джерела шуму. В тих випадках, коли неможливо ізолювати шумне устаткування чи його вузли, захист працівника від дії шуму здійснюють шляхом облаштування звукоізольованої кабіни з пультом керування та оглядовими вікнами.

Метод акустичного екранування застосовується в тих випадках, коли інші методи малоефективні або недоцільні з техніко-економічної точки зору. Акустичний екран встановлюється між джерелом шуму та робочим місцем і являє собою певну перешкоду на шляху поширення прямого шуму, за якою виникає так звана звукова тінь. Найбільш поширеними для виготовлення екранів є сталеві чи алюмінієві листи товщиною 1-3 мм, які покриваються з боку джерела шуму звукопоглинальним матеріалом.

5.2.4 Вібрація

Нормовані значення наведенні в таблиці 5.6 для локальної вібрації $X_{\text{л}}$, $Y_{\text{л}}$, $Z_{\text{л}}$ – напрямках. Рівень вібрації має відповідати [20].

Таблиця 5.6– Рівень вібрації

Середньгеометрична частота октавних смуг, Гц	Нормативні значення			
	Віброприскорення		Віброшвидкість	
	м/с ²	дБ	м/с·10 ⁻²	дБ
8	1,4	123	2,8	115
16	1,4	123	1,4	109
31,5	2,7	129	1,4	109
63	5,4	136	1,4	109
125	10,7	141	1,4	109
250	21,3	147	1,4	109
500	42,5	153	1,4	109
1000	85	150	1,4	109

Джерелом електромагнітних полів промислової частоти є струмопровідні частини діючих електроустановок. Тривалий вплив електромагнітного поля на організм людини може викликати порушення функціонального стану нервової і серцево-судинної систем. Це виражається в підвищенні стомлюваності, зниженні якості виконання робочих операцій, сильних болях у ділянці серця, зміні кров'яного тиску і пульсу.

5.3. Технічні рішення з пожежної безпеки

Основними причинами загорянь є:

порушення герметизації комунікацій і загоряння пального та електромережі при контактуванні з поверхнями, що мають високі робочі температури (вихлопні колектори, глушники, опалювачі);

- займання палива в результаті потрапляння іскри, що виникла при ударі сталених деталей, при пошкодженні кузова автомобіля в момент аварії;

- займання горючих конструктивних матеріалів і палива через несправності електрообладнання (коротке замикання, порушені контакти тощо);

- займання горючих конструктивних матеріалів і палива від дії відкритого вогню (зварювальні роботи, розігрів вузлів автомобіля в зимовий період, тощо);

- причиною виникнення пожежі можуть бути несправності в системах автомобілів, особливо в таких як система живлення і запалювання. Тому водії повинні уважно стежити, щоб паливні баки не підтікали, й в автомобілях, що стоять в гаражах, вони були повністю заправлені. Слід пам'ятати, що заповнений паливний бак менш вибухонебезпечний, ніж той, в якому частина ємності заповнена сумішшю парів бензину й повітря. Горловини баків необхідно щільно закривати.

Електрообладнання потрібно утримувати в технічно справному стані. Іскріння контактів, яке може призвести до загоряння, треба негайно усувати. Особливу увагу слід приділяти стану ізоляції електропроводів, справності приладів запалювання, освітлення й сигналізації.

ВИСНОВКИ

1. Проведений аналіз адитивних технологій виробництва, їх класифікацій та технології 3D-друку, систем створення 3D-прототипів та 3D-моделей показали ефективність застосування цих технологій під час проектування та виготовлення деталей і конструктивних елементів складної конфігурації.

2. Програмне забезпечення 3D-принтерів є різноманітним. Деякі з них є універсальними і дають можливість застосовувати їх для різних їх типів. Ці програми мають повністю відкритий вихідний код, а тому їх можливості можна розширювати за допомогою плагінів .

3. Для 3D-друку застосовуються різні матеріали в залежності від типу принтера та призначення моделей.

4. 3D-сканування значно полегшує і прискорює процес побудови 3D-моделей і сприяє якісному відтворюванню максимально точної моделі об'єкту.

5. Проаналізовано застосування існуючого мікропроцесорного комплексу для визначення параметрів матеріалів, призначення та область його застосування, і вимірювальних систем для дослідження напружено-деформованого стану імплантантів.

6. Побудована 3D-модель ендопротеза кульшового суглоба та визначили його граничні навантаження.

7. Був виконаний підбір методу визначення зносостійкості імпланта з подальшим визначенням його максимального терміну експлуатації.

8. Запропонована конструкція імплантанта з давачами на основі бреггівських решіток, яка підлягає подальшому опрацюванню.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Волоконні грати показника заломлення та їх застосування/С.А. Васильєв, І.О. Медведков, І.Г. Корольов, А.С. Божков, А.С. Курков, Є.М. Діанов// Квантова електроніка. - 2005. - Т. 35, № 12. - С. 1085-1103.
2. Вимірювання неоднорідних полів деформації вбудованими в полімерний композиційний матеріал волоконно-оптичними датчиками / О.М. Аношкін, А.А. Воронков, Н.А. Кошелєва, В.П. Матвєєнко, Г.С. Серова, Є.М. Спаскова, І.М. Шардаков, Г.С. Шипунов // Звістки Ріс. акад. наук. Механік твердого тіла. – 2016. – №5. – С. 42–51.
3. Назір М.Ф., Жуков Ю.А., Ликова К.А. Вимірювання деформованого стану зразків за допомогою оптоволоконних датчиків, запроваджених у структуру композиційного матеріалу // Питання оборонної техніки. Сер. 16: Технічні засоби протидії тероризму. - 2015. - № 9-10. - С. 95-101.
4. Recent advances in composite fuselage demonstration program for damage and health monitoring in Japan / N. Takeda, N. Tajima, T. Sakurai, T. Kishi // Structural control and health monitoring. – 2005. – Vol. 12. –P. 245–255.
5. Механічні властивості полімерних композиційних матеріалів з інтегрованим оптичним волокном (огляд)/В.В. Махсїдов, М.Ю. Федотов, В.А. Гончаров та ін. // Деформація та руйнування матеріалів. - 2014. - № 9. - С. 2-7.
6. Електронний комплекс для дослідження технологічних властивостей матеріалу /А.Н. Семенов, В.Г. Байда, С.В. Чепорнюк, С.В. Павлов // Звіт про науково-дослідницьку роботу. -1989.
7. Standard Loads Hip Joint [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://orthoload.com/test-loads/standard-loads-hip-joint/>
8. Asymmetric loading of a hip arthroplasty [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/figure/Asymmetric-loading-of-a-hip-arthroplasty_fig3_261441796

<https://www.endolab.org/implanttestsng.asp>

10. Адитивні технології виробництва (3D-друк) Лекція 1

https://learn.ztu.edu.ua/pluginfile.php/158653/mod_resource/content/0/add_tech_lec1.pdf

11. Впровадження адитивних технологій [https://old.defence-](https://old.defence-ua.com/index.php/statti/8616-aditivni-tekhnologiji-zabezpechuyut-perevagu)

[ua.com/index.php/statti/8616-aditivni-tekhnologiji-zabezpechuyut-perevagu](https://old.defence-ua.com/index.php/statti/8616-aditivni-tekhnologiji-zabezpechuyut-perevagu)

12. Програмне забезпечення 3D-принтерів

https://learn.ztu.edu.ua/pluginfile.php/158642/mod_resource/content/0/%D0%9F%D1%80%D0%BE%D0%B3%D1%80%D0%B0%D0%BC%D0%BD%D0%B5%20%D0%B7%D0%B0%D0%B1%D0%B5%D0%B7%D0%BF%D0%B5%D1%87%D0%B5%D0%BD%D0%BD%D1%8F%20%203D-%D0%BF%D1%80%D0%B8%D0%BD%D1%82%D0%B5%D1%80%D1%96%D0%B2.pdf

13. Адитивні технології виробництва 3D-сканування

https://learn.ztu.edu.ua/pluginfile.php/162378/mod_resource/content/0/3d_scan.pdf

14. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. URL: <http://mozdocs.kiev.ua/vie>.

15. ДБНВ.2.5-67:2013. Опалення, вентиляція та кондиціонування. К.Мінрегіонбуд України, 2013.

16. ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення. URL:

http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=79885

17. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку.

18. ДСН 3.3.6.039-99 Державні санітарні норми виробничої загальної та локальної вібрації.

19. ДСТУ 2272:2006 Пожежна безпека. Терміни та визначення основних понять. URL:

https://ammokote.com/wpcontent/uploads/2020/08/DSTU_2272_2006.pdf.

20. ДСТУ 8828:2019 Пожежна безпека. Загальні положення. URL: <https://dwg.ru/dnl/15125>.
21. ДБН В.1.1-7:2016 Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги. URL: http://www.poliplast.ua/doc/dbn_v.
22. ДСТУ Б В.1.1-36:2016 Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпек. URL: https://dbn.co.ua/load/normativy/dstu/dstu_b_v_1_1_36/5-1-0-1759.

Додаток А
(обов'язковий)

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

РОЗРОБКА ДОСЛІДНОГО ЗРАЗКА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ
ВЛАСТИВОСТЕЙ У БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМАХ

Вінницький національний технічний університет

Затверджую
Завідувач кафедри ГМ
д.т.н., доц. Поліщук Л. К.
«__» _____ 2024р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ
на магістерську кваліфікаційну роботу

«РОЗРОБКА ДОСЛІДНОГО ЗРАЗКА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ
ВЛАСТИВОСТЕЙ У БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМАХ»

Керівник роботи:
д.т.н., завідувач кафедри ГМ
Поліщук Л.К.
Розробив: ст. гр. 1ГМ-206
Благодір П.С

м. Вінниця 2024 р.

1. Найменування і область застосування

3d-моделювання біоімплантів з використанням програмного продукту, призначена для використання в медицині як тазо-стегнові (кульшові) імплантанти при протезуванні нижніх кінцівок.

2. Підстави для розробки

Індивідуальне завдання на бакалаврську кваліфікаційну роботу, затверджене наказом по ВНТУ № 80 від «12» березня 2024 р.

3. Мета та призначення розробки

Метою бакалаврської роботи є підвищення якості імплантів з композитних матеріалів з використанням адитивних технологій, за рахунок вивчення їх механічних властивостей шляхом використання давачів на основі опто-волоконних матеріалів.

4. Джерела розробки

1. Волоконні грати показника заломлення та їх застосування/С.А. Васильєв, І.О. Медведков, І.Г. Корольов, А.С. Божков, А.С. Курков, Є.М. Діанов// Квантова електроніка. - 2005. - Т. 35, № 12. - С. 1085-1103.
2. Вимірювання неоднорідних полів деформації вбудованими в полімерний композиційний матеріал волоконно-оптичними датчиками / О.М. Аношкін, А.А. Воронков, Н.А. Кошелева, В.П. Матвеєнко, Г.С. Серова, Є.М. Спаскова, І.М. Шардаков, Г.С. Шипунов // Звістки Ріс. акад. наук. Механіка твердого тіла. – 2016. – №5. – С. 42–51.
3. Назір М.Ф., Жуков Ю.А., Ликова К.А. Вимірювання деформованого стану зразків за допомогою оптоволоконних датчиків, запроваджених у структуру композиційного матеріалу // Питання оборонної техніки. Сер. 16: Технічні засоби протидії тероризму. - 2015. - № 9-10. - С. 95-

101.

4. Recent advances in composite fuselage demonstration program for damage and health monitoring in Japan / N. Takeda, N. Tajima, T. Sakurai, T. Kishi // Structural control and health monitoring. – 2005. – Vol. 12. – P. 245–255.
5. Механічні властивості полімерних композиційних матеріалів з інтегрованим оптичним волокном (огляд)/В.В. Махсідов, М.Ю. Федотов, В.А. Гончаров та ін. // Деформація та руйнування матеріалів. - 2014. - № 9. - С. 2-7.
6. Електронний комплекс для дослідження технологічних властивостей матеріалу /А.Н. Семенов, В.Г. Байда, С.В. Чепорнюк, С.В. Павлов // Звіт про науково-дослідницьку роботу. -1989.
7. Standard Loads Hip Joint [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу:
<http://orthoload.com/test-loads/standard-loads-hip-joint/>
8. Asymmetric loading of a hip arthroplasty [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/figure/Asymmetric-loading-of-a-hip-arthroplasty_fig3_261441796
9. EndoLab® Mechanical Engineering GmbH
<https://www.endolab.org/implanttestsng.asp>
10. Пінчук Л.С., Ніколев В.И., Цветкова Е.А. Эндопротезування суглобів: технічні і медико біологічні аспекти. – Гомель: ИММС НАНБ, 2003. - 300с.: іл. 112.
11. Визначення механічних властивостей у біотехнічних системах на основі оптичних сенсорів/ Вальдемар Вуйчик, Індіра Шедрєва, Леонід Поліщук, Володимир Бронзов// Звіт про науково-дослідницьку роботу. (Люблінський технологічний університет, Польща, Таразський

регіональний університет імені М.Х. Дулаті, Вінницький національний технічний університет)

5. Технічні вимоги

5.1 Показники імплантанта:

Показники тазостегнового (кульшового) суглобу визначаються біометричними показниками.

5.2 Габарити

Розміри імплантанта визначаються особливостями будови організму пацієнта.

5.3 Вимоги до надійності.

– довговічність, циклів. – 2000000.

– ресурс, циклів. – 2000000.

5.4 Вимоги до рівня уніфікації та стандартизації.

При модернізації конструкції необхідно по можливості максимально використовувати стандартні вироби та уніфіковані, що використовуються у протезуванні.

6. Стадії і етапи розробки проекту

6.1 Аналіз відомих технічних рішень.

6.2 Обґрунтування вибору способу проектування.

6.3 Методи та способи застосування систем для визначення механічних властивостей матеріалів.

6.4 Розробка 3d-моделі імпланта для дослідження.

6.5 Розробка заходів щодо забезпечення охорони праці.

6.6 Висновки по роботі.

Порядок контролю та прийому бакалаврської кваліфікаційної роботи визначається графіком консультацій, попереднього захисту роботи, який затверджується кафедрою ГМ та остаточного захисту перед ДЕК. Корегування

стадій та етапів виконання проекту може проводитись при узгоджені з керівником проекту.

Додаток Б
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

3D-МОДЕЛЮВАННЯ БІОІМПЛАНТІВ З ВИКОРИСТАННЯМ
ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ



Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Кафедра галузевого машинобудування

3D-МОДЕЛЮВАННЯ БІОІМПЛАНТІВ З ВИКОРИСТАННЯМ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ 3D-МОДЕЛЮВАННЯ БІОІМПЛАНТІВ З ВИКОРИСТАННЯМ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ

Виконав: ст. гр. ІГМ-206 Благодір П.С.
Науковий керівник: д.т.н. професор Поліщук Л.К.

Мета роботи:

Найбільш поширеними матеріалами для виготовлення імплантантів є сплави на основі титану. Але останнім часом основним напрямком пошуку нових матеріалів для імплантантів кульшового суглобу є використання композитних матеріалів. Застосування нових матеріалів передбачає вивчення їх властивостей. Особлива увага приділяється вивченню напружено-деформованого стану за динамічної дії навантаження та опір матеріалу зношуванню, тобто зносостійкість.

З цією метою в досліджуваних імплантатах застосовуються різні давачі, які дозволяють зареєструвати зміни параметрів і дослідити зміни в їх напружено-деформованому стані. З розвитком оптико-волоконних матеріалів їх позитивні якості дозволяють використовувати в давачах на їх основі Бреггівських решіток для проведення зазначених досліджень.

Тому метою бакалаврської роботи є підвищення якості виготовлення ендопротезу за рахунок удосконалення технології процесу проєктування за допомогою об'єктованого вибраного продукту та методу моделювання.

1 Аналіз відомих технічних рішень

1.1 Види біоімплантів

Біопротези
серцевого
аортного клапана

Кератобіо-
імпланти

Ендопротези
для
артропластики

1.2 Використання адитивних технологій в біопротезуванні Використання адитивних технологій в біопротезуванні

Програмне забезпечення 3D-принтерів

Шкіра



Вушні
імплантати



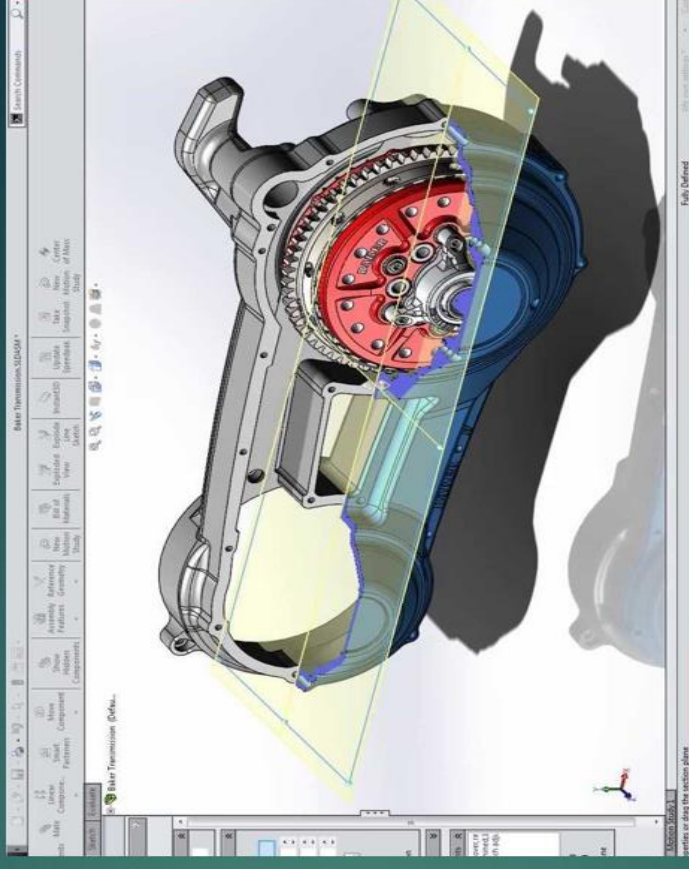
Судини та
Артерії



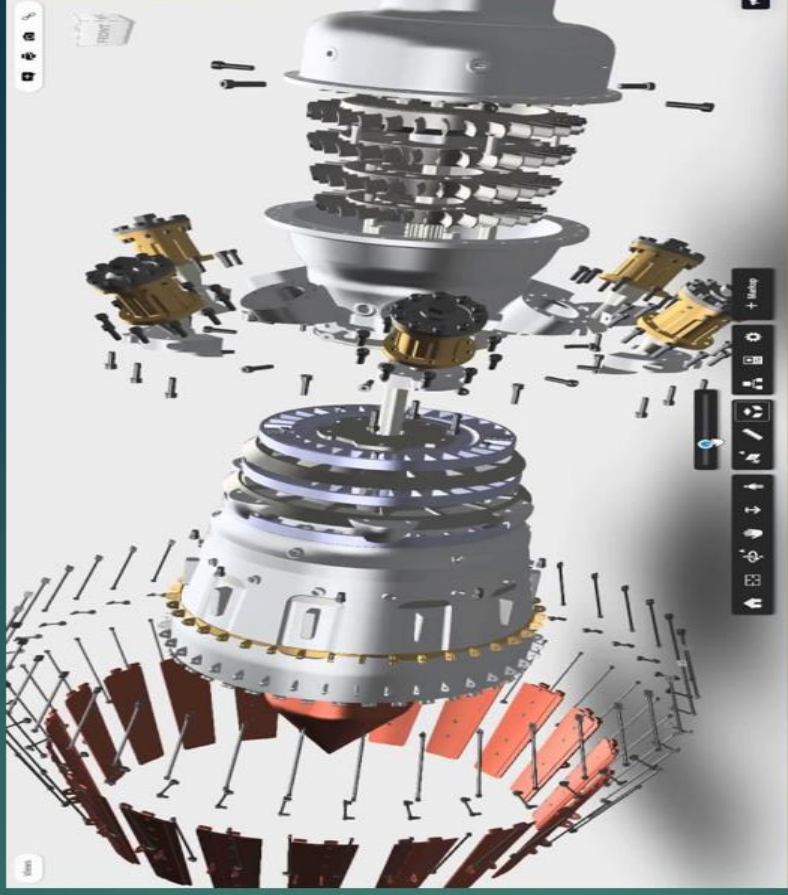
2 ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ СПОСОБУ ПРОЄКТУВАННЯ ІМПЛАНТАТІВ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ СПОСОБУ ПРОЄКТУВАННЯ ІМПЛАНТАТІВ 2.1 AutoCAD



2.2 SolidWorks

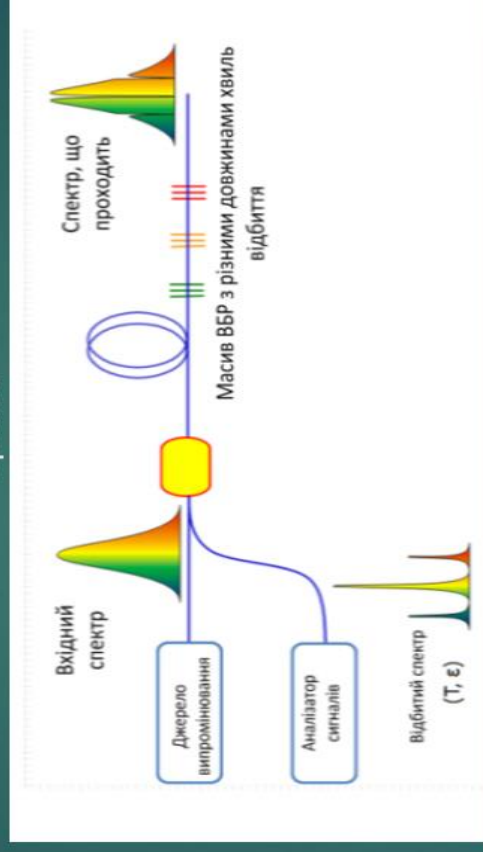


2.3 Aurodesk Inventor



3. МЕТОДИ ТА СПОСОБИ ЗАСТОСУВАННЯ СИСТЕМ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МАТЕРІАЛІВ

3.1 Принцип дії волоконно-оптичних датчиків з решітками Бреґга

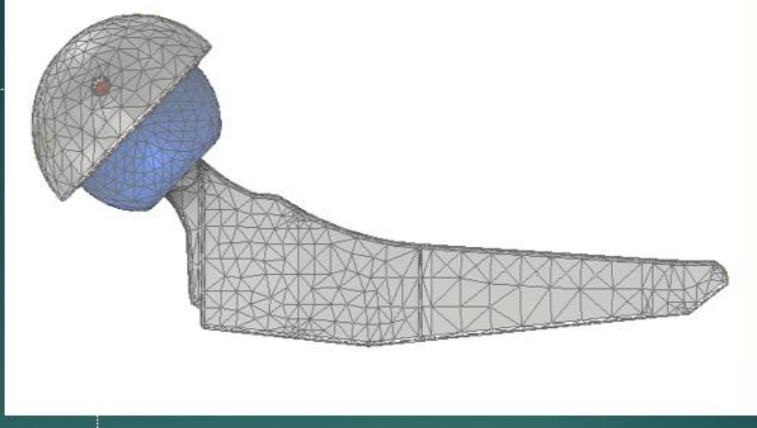
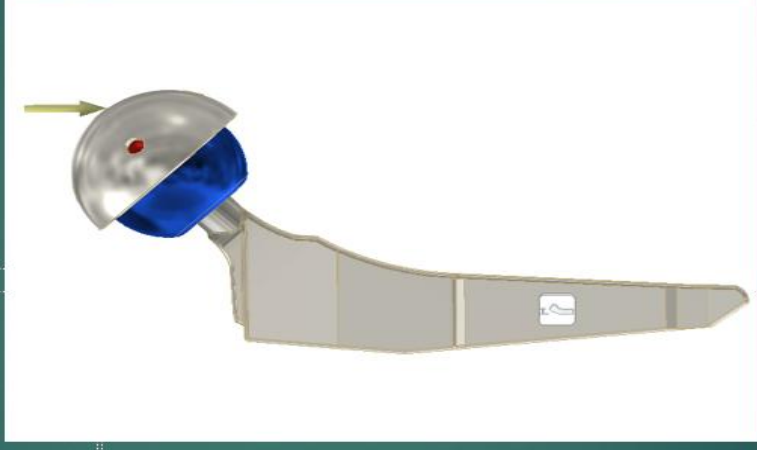
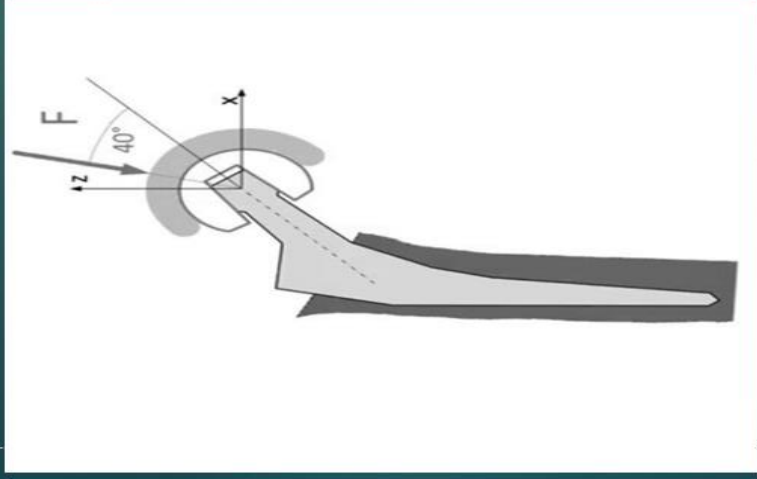


При проходженні лазерного випромінювання через волокно частина його на певній довжині хвилі відбивається від решітки. Цей пік відбитого випромінювання реєструється вимірювальною апаратурою. В результаті впливу багатьох фізичних параметрів змінюється інтервал між вузлами решітки Бреґга, а також коефіцієнт заломлення волокна. Відповідно, змінюється довжина хвилі випромінювання, відбитого від решітки. За зміною довжини хвилі можна визначити точні характеристики змін.

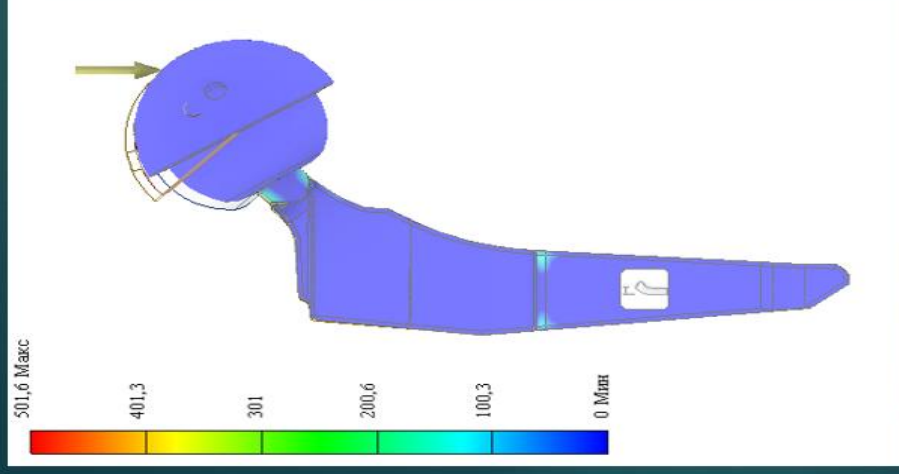
3.2 Переваги волоконно оптичних датчиків

- ▶ широкий діапазон вимірювань;
- ▶ можливість інтеграції датчика в структуру об'єкта;
- ▶ повна пожежо- та вибухобезпечність;
- ▶ передача сигналу на великій відстані;
- ▶ інтеграція декількох датчиків в одному оптоволоконному каналі;
- ▶ нечутливість до електромагнітних і радіочастотних впливів;
- ▶ не вимагають перекалібрування (стійкі в часі при незмінних зовнішніх умовах).
- ▶ широкий діапазон вимірювань;

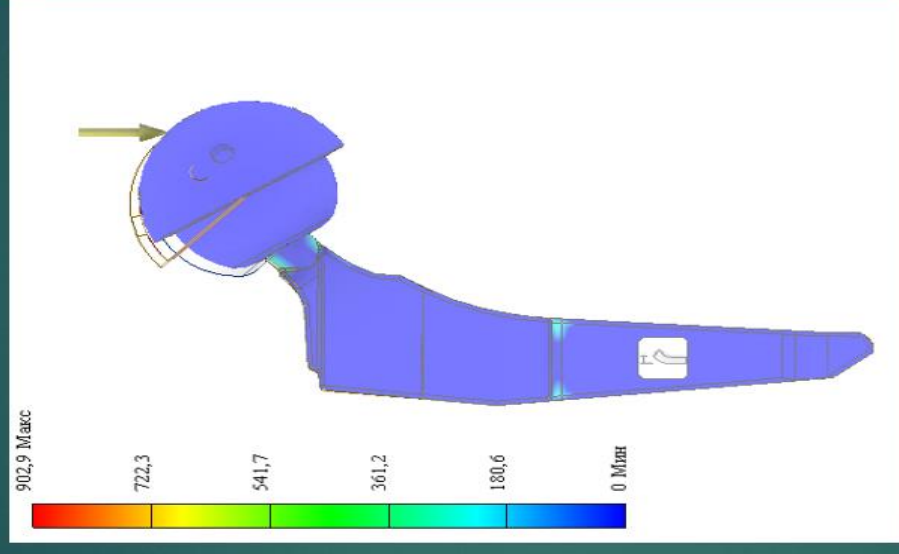
3.3 Методи теоретичних досліджень навантаженості енопротеза2.3 Методи теоретичних досліджень навантаженості енопротеза



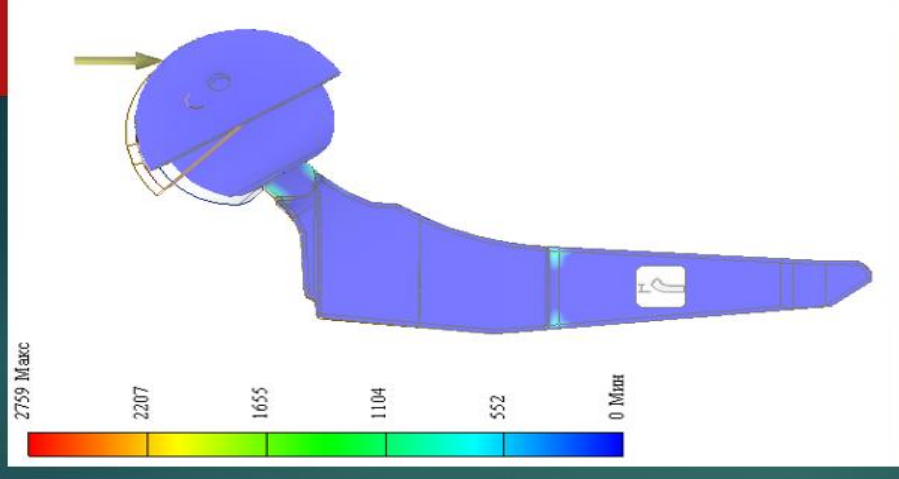
Δα



2000H



3600H



11000H

4 Розробка 3D-моделі імплантанта

4.1 Програма Autodesk Inventor має такий базовий функціонал:

- ▲ тверде 3D моделювання;
- ▲ Розробку зварних конструкцій
- ▲ Розрахунки на міцність;
- ▲ Прорахунок гідро/аеродинаміки;
- ▲ Можливість створення креслень;
- ▲ Проектування з урахуванням матеріалу;
- ▲ Візуалізацію;
- ▲ Прорахунок на вигин;
- ▲ Роботу з даними 3D-сканування ;
- ▲ Можливість проектування виробів із листового металу;
- ▲ Роботу із електросхемами;
- ▲ Можливість анімації готового виробу;
- ▲ Експорт даних у різні формати.

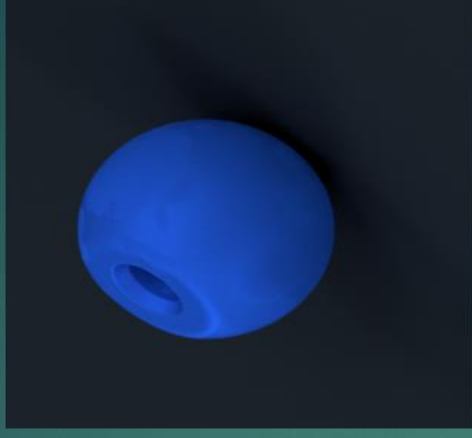
4.2 Етапи побудови 3D-моделі ендопротеза

- 1) Побудова ендопротеза кульшового суглоба починається зі створення ніжки суглоба

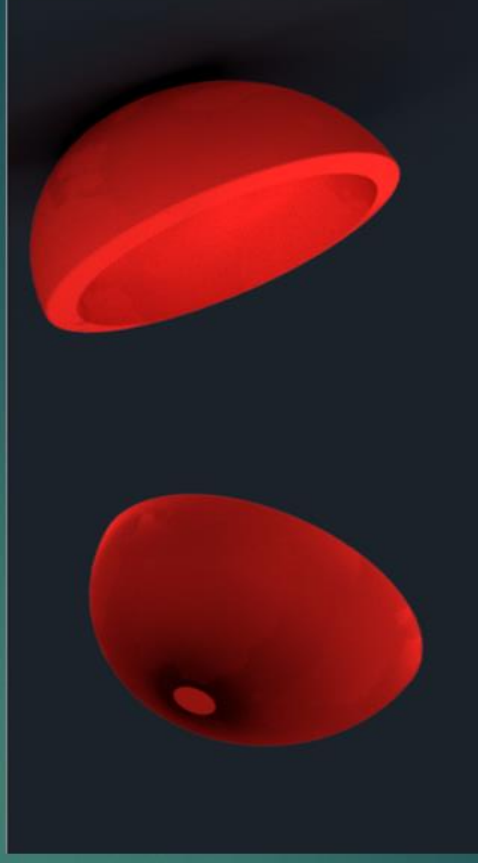


Етапи побудови 3D-моделі ендопротеза

2) Побудова головки
ендопротеза кульшового суглоба



3) Побудова ацетабулярного
вкладника

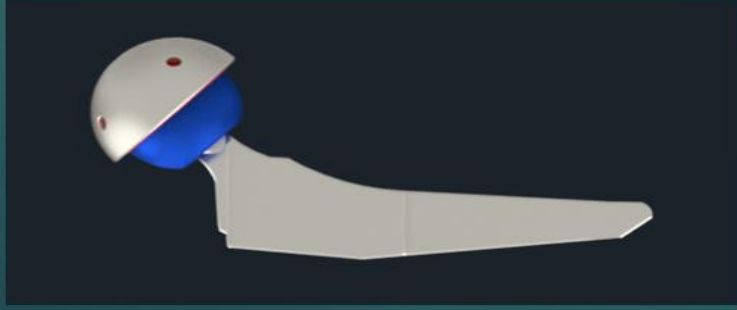


Етапи побудови 3D-моделі ендопротеза

4) Побудова ацетабулярної чаші



4.3 3D-модель эндопротеза кульшового суглоба

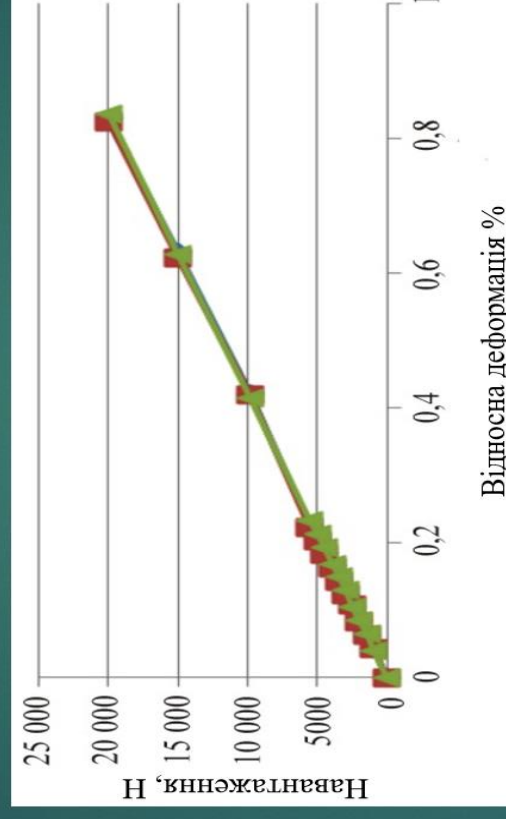


3D- модель эндопротеза (вид
спереду)



3D- модель эндопротеза
(вид зліва)

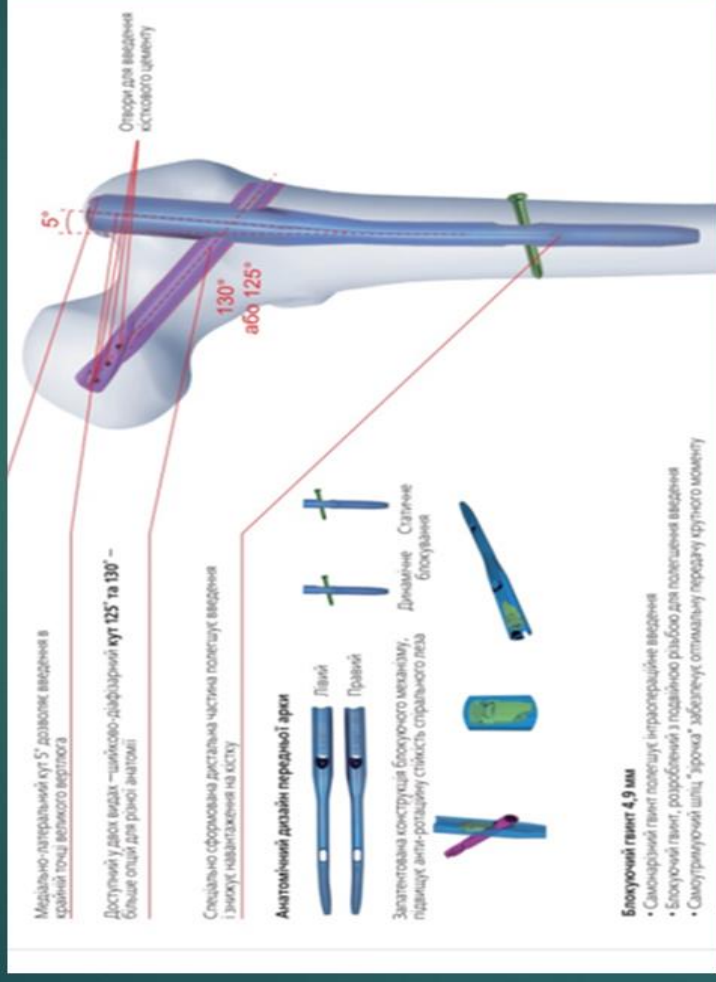
4.1 Порівняння показників – 6%



Порівняння показань ВБР:

- деформація зразка, вимірюна тензодавач
- ▲ деформація зразка, вимірюна ВБР.

4.2 3D-модель імплантата з давачами типу брегівських решіток



3D-модель імплантата тазостегнового суглоба з давачами типу брегівських решіток

Висновки

1. Проведений аналіз адитивних технологій виробництва, їх класифікації та технології 3D-друку, систем створення 3D-прототипів та 3D-моделей показали ефективність застосування цих технологій під час проектування та виготовлення деталей і конструктивних елементів складної конфігурації.
2. Програмне забезпечення 3D-принтерів є різноманітним. Деякі з них є універсальними і дають можливість застосовувати їх для різних їх типів. Ці програми мають повністю відкритий вихідний код, а тому їх можливість можна розширювати за допомогою платінів.
3. Для 3D-друку застосовуються різні матеріали в залежності від типу принтера та призначення моделей.
4. 3D-сканування значно полегшує і прискорює процес побудови 3D-моделей і сприяє якісному відтворенню максимально точної моделі об'єкту.
5. Проаналізовано застосування існуючого мікропроцесорного комплексу для визначення параметрів матеріалів, призначення та область його застосування, і вимірювальних систем для дослідження напружено-деформованого стану імплантів.
6. Побудована 3D-модель ендопротеза кульшового суглоба та визначили його граничні навантаження.
7. Був виконаний підбір методу визначення зносостійкості імпланта з подальшим визначенням його максимального терміну експлуатації.
8. Запропонована конструкція імплантанта з давачами на основі бретівських решіток, яка підлягає подальшому опрацюванню.

Додаток В

БЛАНК ПЕРЕВІРКИ НА ПЛАГІАТ

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: «3D-модельовання біоімплантів з використанням програмного продукту»

Тип роботи: бакалаврська кваліфікаційна робота
(БДР, МКР)

Підрозділ Кафедра «Галузевого машинобудування», ФМТ.
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unichesk

Оригінальність 75,9% Схожість 24,1%

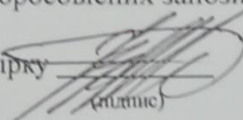
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

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

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її автора. Роботу направити на доопрацювання.

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

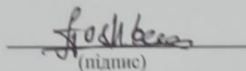
Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Шенфельд В. Й.
(прізвище, ініціали)

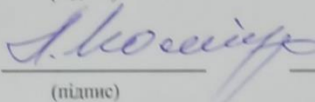
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichesk щодо роботи.

Автор роботи


(підпис)

Благодір П. С.
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

Поліщук Л. К.
(прізвище, ініціали)