

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«___» _____ 2025 р.

**Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
на тему: «3D-модель реверсивного протеза плечового суглоба»**

Виконав:

студент IV курсу, групи БМ-11

Головін Роман Олексійович _____

Керівник:

к.п.н., доц. каф. БМІ

Богданова Тетяна Леонідівна _____

Консультант з охорони праці:

доц. каф. ОПЦБ, к.т.н.

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

к.мед.н., ст.викл. каф. ББЗЛ

Лазарев Ігор Альбертович _____

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

Студент _____

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України

**«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут)

Кафедра

Рівень вищої освіти

Спеціальність

Освітньо-професійна програма

Біомедичної інженерії

Біомедичної інженерії

Перший (бакалаврський)

163 Біомедична інженерія

Медична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Владислав ШЛИКОВ

(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«___» _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Головіну Роману Олексійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: «3D-модель реверсивного протеза плечового суглоба»

керівник роботи Богданова Т.Л. к.п.н., доцент каф. БМІ

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

затверджені наказом по університету від «26» травня 2025р. № 1758-с

2. Термін подання студентом роботи: 13.06.2025

3. Вихідні дані до роботи: науково-технічна література, програмний продукт SolidWorks.

4. Зміст роботи (пояснювальної записки): здійснити огляд літератури, що стосується анатомії та біомеханічних властивостей плечового суглоба; описати медико-технічні характеристики протезів плечових суглобів; проаналізувати матеріали, які використовуються в протезах плечових суглобів; створити модель реверсивного протеза плечового суглоба та здійснити аналіз моделі на навантаження в SolidWorks.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо): презентація дипломної роботи MS Power Point _____

6. Консультанти розділів роботи (проекту)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г. Б., доц. каф. ОПЦБ		

7. Дата видачі завдання «14» квітня 2025р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури за тематикою роботи	Квітень 2025 р.	
2	Аналіз існуючих прототипів протезів плечового суглоба	Квітень 2025 р.	
3	Обрання програмного забезпечення для моделювання	Квітень 2025 р.	
4	Побудова проєкційних креслень протеза	Квітень 2025 р.	
5	Побудова 3D-моделі реверсивного протеза плечового суглоба	Квітень 2025 р.	
6	Дослідження протеза плечового суглоба на навантаження	Травень 2025 р.	
7	Оформлення розділу «Охорона праці»	Травень 2025 р.	
8	Оформлення дипломної роботи	Червень 2025 р.	
9	Подання пакету документів по дипломній роботі до захисту ЕК	Червень 2025 р.	
10	Захист ДР	Червень 2025 р.	

Студент

(підпис)

Роман ГОЛОВІН

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)

Тетяна БОГДАНОВА

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «3D-модель реверсивного протеза плечового суглоба».

Обсяг роботи становить 55 сторінок, містить 19 ілюстрацій, 13 таблиць. Загалом опрацьовано 32 джерел.

Актуальність роботи. Кількість пацієнтів, які потребують реверсивного ендопротезування плеча, зростає через травми, хвороби та бойові поранення. Сучасні імпланти з дорогих сплавів часто мають надмірну вагу, що посилює інерційні сили, спричиняє стрес-шилдінг і прискорює зношення вкладишів. Це погіршує результати лікування та підвищує вартість виробу. Тому, оптимізація протеза з урахуванням динаміки навантажень через полегшену топологію, зміну геометрії шийки та впровадження порожнистих структур має не лише медичну, а й економічну доцільність.

Мета дипломної роботи: оптимізувати конструкцію протеза плечового суглоба з урахуванням динамічних навантажень.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

1. Огляд літератури за тематикою.
2. Аналіз існуючих моделей протезів плечового суглоба.
3. Підбір матеріалів для моделі протеза.
4. Створення проекційних креслень моделі протеза.
5. Побудова 3D-моделі протеза у програмному середовищі SolidWorks.
6. Дослідження конструкції протеза на навантаження.

Ключові слова: реверсивний плечовий ендпротез, динамічне навантаження, 3D-модель, скінченно-елементний аналіз, оптимізація маси імпланта.

ABSTRACT

The theme of thesis: “3D model of a reverse shoulder joint prosthesis.”

The work volume is 55 pages, contains 19 illustrations, 13 tables. In total, 32 sources have been processed.

Relevance of the work: The number of patients requiring reverse shoulder arthroplasty is increasing due to injuries, diseases, and combat wounds. Modern implants made of expensive alloys are often overweight, which increases inertial forces, causes stress shielding, and accelerates wear of the inserts. This worsens treatment outcomes and increases the cost of the product. Therefore, optimizing the prosthesis to account for load dynamics through lightweight topology, changing the geometry of the neck, and introducing hollow structures is not only medically but also economically feasible.

The purpose of the thesis: to optimize the design of the shoulder joint prosthesis, taking into account dynamic loads.

To achieve this goal the following tasks are set:

1. Review of the literature by topic.
2. Analysis of existing shoulder joint prosthesis models.
3. Selection of materials for the prosthesis model.
4. Creation of projection drawings of the prosthesis model.
5. Construction of a 3D model of the prosthesis in the SolidWorks software environment.
6. Testing the prosthesis design for load.

Key words: reverse shoulder endoprosthesis, dynamic loading, 3D model, finite element analysis, implant weight optimization.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ	10
1.1 Анатомія плечового суглоба.....	10
1.2 Біомеханіка плечового суглоба.....	11
1.3 Протези плечових суглобів	13
1.4 Біомеханічна та конструктивна оптимізація	14
1.5 Вибір програмного забезпечення для 3D-моделювання.....	16
Висновок до розділу 1	17
РОЗДІЛ 2 ПРОЕКТУВАННЯ 3D-МОДЕЛІ РЕВЕРСИВНОГО ПРОТЕЗА ПЛЕЧОВОГО СУГЛОБА	18
2.1 Конструктивна побудова вузлів протеза	18
2.2 Підбір матеріалів для протеза плечового суглоба.....	19
2.3 Моделювання моделі протеза плечового суглоба.	22
2.3.1 Створення проєкційних креслень елементів протеза.....	22
2.3.2 Побудова 3D-моделі протеза	24
2.4 Дослідження 3D-моделі протеза на навантаження.....	29
2.4.1 Механічне напруження.....	29
2.4.2 Деформація	33
2.5 Інженерна оптимізація конструкції протеза.....	38
Висновок до розділу 2	41
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ	42
3.1 Технічна характеристика протеза плечового суглоба.....	42
3.2 Аналіз потенційних небезпек та розробка заходів безпеки.....	43

3.2.1. Біологічна небезпека	43
3.2.2 Механічна небезпека	45
3.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки під час експлуатації проектованого об'єкта»	46
Висновок до розділу 3	47
ВИСНОВКИ.....	49
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	51

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

BW – body weight

TSA – total shoulder arthroplasty

RSA – reverse shoulder arthroplasty

САПР – система автоматизованого проєктування і розрахунку

FEA – finite element analysis

UHMWPE – надвисокомолекулярний поліетилен високої щільності

ОП – охорона праці

ЗІЗ – засоби індивідуального захисту

ВСТУП

Пошкодження плечового суглоба є серйозною медичною проблемою, яка значно знижує якість життя постраждалих. Втрата функціональності плечового суглоба, зокрема внаслідок травм, дегенеративних захворювань або ампутацій, потребує застосування протезування, яке повинно максимально відновити рухливість та навантажувальні характеристики кінцівки.

Кількість пацієнтів, які потребують реверсивного ендопротезування плеча, зростає через травми, хвороби та бойові поранення. Сучасні імпланти з дорогих сплавів часто мають надмірну вагу, що посилює інерційні сили, спричиняє стрес-шилдінг і прискорює зношення вкладишів. Це погіршує результати лікування та підвищує вартість виробу. Тому, оптимізація протеза з урахуванням динаміки навантажень через полегшену топологію, зміну геометрії шийки та впровадження порожнистих структур має не лише медичну, а й економічну доцільність.

Тема дипломної роботи: «3D-модель реверсивного протеза плечового суглоба».

Мета дипломної роботи: оптимізувати конструкцію протеза плечового суглоба з урахуванням динамічних навантажень.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

1. Огляд літератури за тематикою.
2. Аналіз існуючих моделей протезів плечового суглоба.
3. Підбір матеріалів для моделі протеза.
4. Створення проекційних креслень моделі протеза.
5. Побудова 3D-моделі протеза у програмному середовищі SolidWorks.
6. Дослідження конструкції протеза на навантаження.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Анатомія плечового суглоба.

Плечовий (гленогумеральний) суглоб – це найбільш рухомий діартродіальний кульово-гніздовий суглоб людського тіла, який утворюється між головкою плечової кістки та суглобовою западиною лопатки, поглибленою волокнистохрящовим обідком – лабрумом [1]. Окрім основного зчленування, комплекс плечового пояса включає акроміоклавікулярний, стерноклавікулярний та лопатково-грудний зсуви, що разом забезпечують три площини руху: флексійно-екстензійну, абдукційно-аддукційну та зовнішньо-внутрішньої ротації рис. (1.1) [2].



Рисунок 1.1 – Анатомія плечового суглоба [3]

Суглобова капсула тонка, простора, кріпиться по колу анатомічної шийки плечової кістки та краю гленоїдної западини. Посилена вона трьома глено-гумеральними зв'язками (верхньою, середньою та нижньою) та корако-гумеральною зв'язкою; саме остання обмежує надмірну зовнішню ротацію плеча [4]. Динамічну стабілізацію забезпечує ротаторна манжета (надостьовий, підостьовий, підлопатковий та малий круглий м'язи) у поєднанні

з сухожильними сухожилками довгої голівки двоголового м'яза плеча, які інтегруються у капсулу [1].

Артеріальне кровопостачання здійснюється переважно за рахунок глибокої плечової, задньої та передньої огинаючих плечову кістку артерій; венозний відтік проходить однойменними венами до аксиллярної системи. Іннервацію капсули та зв'язок забезпечують надлопатковий, пахвовий та латеральний грудний нерви, чим пояснюється характер болю при капсуліто-тендинопатіях [5]. Лімфатичний дренаж відбувається у пахвові та надключичні вузли.

Кінематичні дослідження показали, що навіть незначний дефіцит лабрума або дисбаланс ротаторної манжети призводить до сублюксації головки й асиметричного розподілу контактних тисків, що зумовлює ранній хондроліз та вторинний артроз [6]. Саме тому сучасні ревізійні та реверсивні ендопротези передбачають латералізацію гленосфери та оптимізацію шийково-діафізарного кута гумерального компонента для відновлення біомеханічного центру обертання.

1.2 Біомеханіка плечового суглоба

Плечовий комплекс забезпечує понад 60 % усіх рухів верхньої кінцівки й поєднує чотири зчленування: гленогумеральне (ГГС), акроміоклавікулярне, стерноклавікулярне та лопатково-грудне [2]. Основний обсяг мобільності припадає саме на ГГС, де сферична головка плечової кістки контактує з відносно дрібною гленоїдною западиною, поглибленою волокнистим лабрумом. Завдяки такій геометрії суглоб допускає три головні пари рухів: флексія/екстензія, абдукція/аддукція та внутрішня/зовнішня ротація; сумарна амплітуда у здорових плечах сягає $\approx 180^\circ$ у сагітальній і фронтальній площинах, а зовнішня ротація при 90° абдукції – близько 90° [7].

Кожен рух супроводжується scapulohumeral rhythm: на кожні 2° обертання плечової кістки припадає $\approx 1^\circ$ лопаткової ротації. Після реверсивного

протезування це співвідношення зміщується до 1 : 1, що підвищує навантаження на акроміоклавікулярне зчленування й компоненти імплантата [8]. Статичну стабільність ГГС забезпечують верхня, середня та нижня глено-гумеральні зв'язки разом із коракогумеральною стрічкою, тоді як динамічну – ротаторна манжета й сухожилок довгої головки двоголового м'яза, який інтегрується у капсулу [4].

Силові вимірювання *in vivo* показують, що при активному відведенні руки на 90° компресійна реакція у ГГС дорівнює 0,3-0,5 BW (*body weight*); перенесення вантажу 5 кг збільшує пікову силу до $\approx 1,0$ BW, концентруючи контактні тиски (≈ 5 МПа) у верхньо-задньому секторі гленоїда [6]. За правилом конкаво-конвексності головка ковзає у протилежний бік від обертання (*inferior glide* під час абдукції), мінімізуючи краєвий контакт хряща [2].

Провідними м'язовими парами є дельтоподібний ↔ ротаторна манжета (формують «динамічний купол» над головою) та верхній трапецієподібний ↔ передній зубчастий, які синхронізують лопаткову ротацію. Дисбаланс хоча б однієї ланки спричиняє імпінджмент-синдром і прискорює дегенерацію сухожилів [4].

Чисельно-експериментальні моделі, побудовані на основі МРТ-даних і глибокого навчання, демонструють, що при абдукції до 120° нормальна сила у верхньому сегменті гленоїда зростає майже на 40 %, що є визначальним критерієм при виборі шийково-діафізарного кута та латералізації гленосфери в реверсивних протезах [9]. У фронтальній площині вісь обертання проходить у так званій лопатковій площині (*scapular plane*) – на $\approx 30^\circ$ попереду корональної площини, що зменшує енергетичні витрати м'язів і розкриває підакроміальний простір [5].

Таким чином, біомеханіка плечового суглоба ґрунтується на делікатному балансі мобільності та стабільності. Будь-яке структурне порушення – від ушкодження ротаторної манжети до зміщення центру обертання після артропластики – змінює цей баланс і мусить враховуватися під час проєктування ендопротезів та розробки реабілітаційних протоколів

1.3 Протези плечових суглобів

Вибір конкретної конструкції протеза плечового суглоба визначається низкою чинників, включаючи якість і щільність кісткової структури, збереженість ротаторної манжети, вікові особливості пацієнта та рівень його фізичної активності. Сучасні ендопротези плеча пропонують широкий спектр конструктивних варіантів, що дає змогу підібрати виріб відповідно до індивідуальних клінічних особливостей пацієнта табл. (1.1).

Таблиця 1.1 – Класифікація протезів плечового суглоба [10]

Критерій класифікації	Види протезів
За масштабом заміни поверхонь суглоба	Геміартропластика (однополюсне ендопротезування), тотальне ендопротезування (двополюсне ендопротезування)
За конструктивно-біомеханічними характеристиками	Анатомічний тотальний ендопротез плечового суглоба (TSA), реверсивний тотальний ендопротез плечового суглоба (RSA)
За способом фіксації елементів	Цементні, безцементні, гібридні
За наявністю ніжки у плечовому компоненті	Ніжкові, безніжкові
За можливістю модульної адаптації	Моноблочні, модульні, конвертовані

Перші експерименти із заміщенням плечового суглоба передбачали застосування проміжних матеріалів, зокрема фасції, а також примітивних конструкцій із металу або навіть слонової кістки [11]. Втім, такі початкові спроби виявилися малоефективними через недосконалий дизайн і низьку якість матеріалів.

Наступним етапом стали протези першого покоління – цілісні, монолітні конструкції з віталію, призначені для геміартропластики. Їх переважно застосовували для лікування складних переломів проксимальної частини плечової кістки [11]. Перший повнофункціональний тотальний ендопротез Neer I мав поліетиленову гленоїдну частину, яка фіксувалася цементом. Особливістю цих конструкцій була відсутність жорсткого механічного зв'язку між

компонентами («неконстрейновані» протези), що зумовлювало необхідність стабілізації за допомогою м'яких тканин пацієнта. Основним показанням до їх використання була дегенеративна артропатія, яка супроводжувалася болем, але зі збереженою цілісністю ротаторної манжети [12].

Друге покоління плечових протезів відзначилося появою модульних систем, які дозволяли точніше адаптувати компоненти до анатомічних особливостей пацієнтів. Вдосконалилися конструкції гленоїдних елементів, зокрема з'явилась металева підкладка для поліетиленового шару, що значно покращило надійність фіксації. Саме в цей період почали розуміти вирішальну роль правильного балансу м'яких тканин і відновлення природного центру обертання для забезпечення тривалої функціональності [11]. Паралельно робились перші кроки у розробці констрейнових та напівконстрейнових конструкцій, що мали компенсувати втрату функції ротаторної манжети. Проте їх застосування нерідко супроводжувалося такими проблемами, як нестабільність і передчасне розхитування гленоїдних компонентів.

Третє покоління ендопротезів плечового суглоба зосередилося на підвищенні терміну служби конструкцій та розширенні спектру показань до їх застосування. З'явилися безцементні компоненти з пористою поверхнею, що забезпечували біологічну інтеграцію з кістковою тканиною. Одним із головних технологічних проривів стала активна популяризація реверсивних ендопротезів. Зокрема, модель «*Delta III*», яка мала зміщений донизу і ближче до центру тіла центр обертання, дозволила ефективно залучати дельтоподібний м'яз для компенсації втрати функції обертальної манжети. Ще однією інновацією цього періоду стала розробка конвертованих систем, що давали змогу без демонтажу плечового компонента переходити від анатомічного до реверсивного варіанту протезування [13].

Реверсивні ендопротези плеча (RSA) і досі залишаються найефективнішим рішенням («золотим стандартом») при лікуванні пацієнтів із тяжкою артропатією, спричиненою значними та невідновними ушкодженнями ротаторної манжети, а також при складних переломах проксимальної частини

плечової кістки у людей похилого віку й у випадках повторних хірургічних втручань (ревізійне протезування) [14]. Сучасні моделі RSA забезпечують різні можливості корекції положення гленосфери, зокрема її латерального зміщення, а також регулювання кута нахилу шийки плечового компонента. Це дозволяє оптимізувати рухову амплітуду, зменшити ризики імпінджмент-синдрому та ефективно запобігти такому ускладненню, як «надсікання» («*notching*») плечового компонента лопаткою [14].

1.4 Біомеханічна та конструктивна оптимізація

Біомеханічна оптимізація ендопротеза суттєво впливає на успішність його функціонування. У цьому контексті особливе значення має точний підбір таких параметрів, як шийково-діафізарний кут, зміщення, версія та розмір головки плечового компонента. Модульні конструкції пропонують різноманітні варіанти форм і розмірів, дозволяючи індивідуально адаптувати довжину ніжки, типи метафізарної та діафізарної посадок, а також регулювати кутові характеристики компонентів. Деякі конструкції пропонують безніжкові протези, що покладаються виключно на метафізарну фіксацію для збереження кісткової тканини та полегшення майбутніх ревізійних операцій [15].

Попри значні досягнення в реверсивному протезуванні плеча, сучасні комерційні моделі, як правило, містять доволі важкий гумеральний стрижень, вага якого коливається від 150 до 300 грамів і становить значну частину всієї конструкції. Використання зайвої кількості металу (здебільшого титановий сплав Ti-6Al-4V або кобальт-хром-молібденовий сплав Co-Cr-Mo) не лише суттєво збільшує витрати, але й призводить до небажаних медико-біомеханічних наслідків. Висока інерційність важких протезів сприяє збільшенню зусиль, які м'язи мають докладати під час рухів руки. Це не тільки викликає дискомфорт, але й пришвидшує зношування поліетиленового вкладиша через підвищене тертя. Надлишкова вага також спричиняє явище стрес-шилдіingu, коли масивний стрижень перебирає основну частку навантаження, що призводить до втрати

щільності кісткової тканини й підвищує ризик асептичного розхитування імплантата. Крім того, важкий стрижень генерує локалізовані зони високих напружень у ділянці переходу від шийки до головки гомеарального компонента, що значно погіршує витривалість конструкції в умовах циклічних навантажень. З фінансової точки зору, кожен зайвий грам металевого порошку, з якого виготовляються ендопротези, обходиться дуже дорого. Наприклад, ціна медичного порошку на основі сплаву Co-Cr-Mo досягає приблизно 350 доларів США за кілограм, а при адитивному виробництві чи фрезеруванні втрати металу можуть досягати 50 %. Тому будь-яке необґрунтоване збільшення ваги протеза напряду впливає на його собівартість і тривалість виробничого циклу.

Навіть часткове зниження ваги ендопротеза хоча б на 10 %, наприклад, завдяки впровадженню порожнистої чи комірчастої внутрішньої структури, оптимізації кута нахилу шийки або збільшенню радіуса галтелей, потенційно здатне суттєво покращити експлуатаційні та економічні показники:

- пікові еквівалентні напруження можна зменшити приблизно на 20 %, що суттєво продовжує втомний ресурс конструкції;
- максимальний прогин гомеарального стрижня обмежується величиною близько 4 мм, що є оптимальним для надійної біологічної фіксації (остеоінтеграції);
- скорочення використання дорогої металевої сировини веде до прямого зниження собівартості виробництва, зменшуючи також тривалість циклу механічної або порошкової обробки на 7–10 %.

1.5 Вибір програмного забезпечення для 3D-моделювання

На сучасному ринку програмних рішень для інженерного моделювання існує широкий вибір систем автоматизованого проєктування (САПР), що дозволяють створювати та досліджувати тривимірні моделі. Найбільш поширеними серед них є Autodesk Inventor, AutoCAD, ANSYS, Solid Edge, а також, безумовно, SolidWorks.

Для реалізації конкретних завдань цієї роботи, а саме створення та аналізу моделей ендопротезів плечового суглоба, вибір було зупинено саме на програмному середовищі SolidWorks. Ця система вирізняється високою ефективністю та гнучкістю, маючи у своєму арсеналі великий набір спеціалізованих інструментів для вирішення складних завдань у галузі інженерії та біомедичного проєктування. SolidWorks приваблює інтуїтивно зрозумілим та логічно побудованим інтерфейсом, що значно спрощує початок роботи навіть для користувачів-початківців. Окрім того, програма надає розширені можливості роботи зі складними криволінійними поверхнями, які є характерними для анатомічних форм людського тіла, а також дозволяє зручно й оперативно вносити зміни та покращення в розроблені моделі [16].

Ключовою особливістю програмного середовища SolidWorks виступає застосування ієрархічної структури побудови моделі – так званого дерева історії. Під час моделювання об'єкт розкладається на впорядковану низку геометричних і функціональних елементів, кожен із яких має чітко окреслені параметри керування. Такий підхід забезпечує логічну послідовність при формуванні конструкції, надає змогу прозоро відстежувати кожен етап її історії та гнучко редагувати модель незалежно від моменту внесення змін [17]. Це особливо цінно в контексті формування складних, анатомічно точних поверхонь для протезних конструкцій, де часто виникає потреба в корекції на основі біомеханічних обчислень чи індивідуальних морфологічних особливостей пацієнта.

Не менш важливим компонентом для конструкторських завдань, пов'язаних з біомеханічною інженерією, є вбудований модуль SolidWorks Simulation – інструмент глибокого технічного аналізу, що використовує метод скінченних елементів (Finite Element Analysis, FEA). Цей функціональний простір дозволяє здійснювати численні віртуальні випробування моделей, максимально наближені до реальних умов експлуатації. Інженер отримує можливість точно моделювати розподіл напружень і деформацій у компонентах протеза при дії статичних навантажень або під час динамічних впливів, виявляти критичні зони концентрації напруг, оцінювати ступінь надійності конструкції та

моделювати взаємодію між елементами – зокрема, між головою протеза та гленоїдним компонентом. Крім того, за допомогою топологічної оптимізації можна істотно зменшити масу елементів без шкоди для їхньої структурної цілісності. Аналіз матеріалів, включно з біосумісними сплавами чи композитами нового покоління, дає змогу підібрати оптимальні рішення як з точки зору механіки, так і біологічної інертності [17]. Можливість проведення такого аналізу безпосередньо в середовищі проектування значно прискорює процес розробки та оптимізації конструкції протеза плечового суглоба.

Висновок до розділу 1

У цьому розділі окреслено типи плечових ендопротезів і обрано реверсивний тип конструкції для подальшого моделювання. Розглянуто матеріали й модульну будову компонентів, наведено ключові біомеханічні параметри, а також поточні конструктивні виклики. Головною виявленою проблемою є надмірна маса гумерального стрижня (150–300 г), що підсилює інерційні навантаження, провокує стрес-шилдинг, збільшує локальні напруження й собівартість виробу. Обґрунтовано, що зниження маси стрижня мінімум на 10% шляхом топологічного полегшення, збільшення радіуса галтелі та оптимізації кута шийки зможе зменшити пікові напруження до 20 %, обмежити прогин до 4 мм і здешевити виробництво на протез без втрати міцності.

Для створення креслень, побудови 3D-моделей компонентів реверсивного протеза плечового суглоба та дослідження навантаження на модель було обрано програмне забезпечення SolidWorks.

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТУВАННЯ 3D-МОДЕЛІ РЕВЕРСИВНОГО ПРОТЕЗА ПЛЕЧОВОГО СУГЛОБА

2.1 Конструктивна побудова вузлів протеза

Конструкція компонентів плечового ендопротеза має вирішальне значення для забезпечення оптимальної функції суглоба, довговічності та результатів лікування пацієнтів. Сучасні реверсивні ендопротези плечового суглоба значно еволюціонували, включно з модифікаціями конструкції, які усувають попередні обмеження та покращують біомеханічні характеристики рис. (2.1).

Гленоїдний компонент, як правило, складається з базової пластини, прикріпленої до лопаткового гленоїду, та гленосфери, яка з'єднується з плечовим компонентом. Сучасні конструкції змістилися в бік нецементованих опорних пластин, закріплених центральними штифтами і розбіжними гвинтами, що підвищує початкову стабільність і сприяє осфтеоінтеграції [18]. Крім того, латералізація гленосфери була застосована для зменшення зазубрин на лопатці та покращення амплітуди рухів [19].

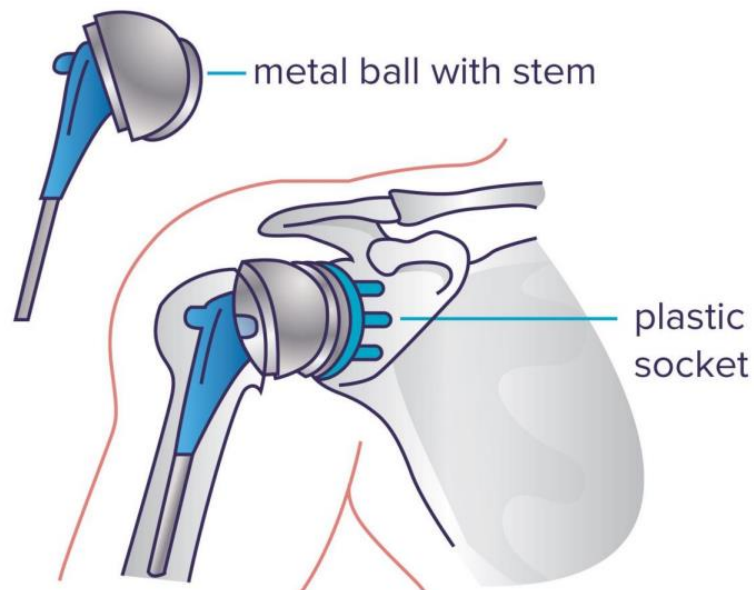


Рисунок 2.1 – Компоненти протеза плечового суглоба [20]

Плечовий компонент складається з ніжки, що вводиться в плечовий канал, і поліетиленової чашки, яка з'єднується з гленосферою. Останні досягнення включають розробку конструкцій з короткою ніжкою та без ніжки, які зберігають кісткову тканину та полегшують ревізійні операції [21]. Крім того, для оптимізації натягу дельтоподібного м'яза та стабільності суглоба досліджували варіації кутів між шийкою та шийкою, а також використання конфігурацій накладок та вкладок [22].

2.2 Підбір матеріалів для протеза плечового суглоба.

Матеріали, що використовуються для виготовлення компонентів ендопротезів плечового суглоба, відіграють вирішальну роль у забезпеченні довготривалої функціональності імплантату та мінімізації ризиків для пацієнта. До таких матеріалів висуваються суворі фізико-механічні та біологічні вимоги [23].

Перш за все, критично важливою є біосумісність – здатність матеріалу не викликати клінічно значущих побічних ефектів, таких як токсичні реакції, запалення чи алергічні прояви при контакті з тканинами організму [24]. Матеріали повинні бути біоінертними, тобто хімічно стабільними в біологічному середовищі, щоб не спричиняти негативних реакцій. Також важлива корозійна стійкість, оскільки імплантат функціонує в агресивному середовищі організму. Інші важливі властивості включають немагнітність, низьку теплопровідність, близьку до біологічних тканин, та малі термічні деформації. Відсутність токсичності є фундаментальним показником безпеки в медицині [24].

Матеріали, з яких виготовляють сучасні ендопротези плечового суглоба, повинні мати високу міцність, бути гіпоалергенними та добре приживатися в організмі людини. Завдяки ретельному підбору матеріалів, термін служби таких ендопротезів в середньому становить 10-15 років, а в багатьох випадках пацієнти успішно користуються ними і довше [25].

Важливо знайти компроміс між міцністю та біосумісністю. Високоміцні конструкційні матеріали не завжди володіють повним спектром властивостей, характерних для біоматеріалів, і їх використання може мати негативні наслідки для здоров'я людини. З іншого боку, біосумісні матеріали не завжди здатні витримувати високі навантаження, що діють на ендопротез.

В ендопротезах суглобів, зокрема плечового, використовуються різні пари тертя, тобто комбінації матеріалів, що контактують і рухаються відносно один одного. Популярними є пари: "метал-поліетилен", "кераміка-поліетилен", "метал-метал" та "кераміка-кераміка" [23]. Кожна з цих пар має свої переваги та недоліки, основним з яких є знос та утворення мікрочастинок. Ці частинки можуть мати як локальний, так і системний негативний вплив на здоров'я пацієнта, викликаючи запальні процеси та остеоліз (руйнування кісткової тканини навколо імплантату). Загалом, частинки поліетилену можуть спричиняти більш виражений запальний процес, тоді як частинки хрому та кобальту мають вищу токсичність. Використання більш зносостійких пар тертя спрямоване на зменшення потреби в повторних операціях [26].

Основними матеріалами для виготовлення пар тертя ендопротезів великих суглобів сьогодні є: метали (сплави Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo), кераміка (Al_2O_3 , ZrO_2) та поліетилен надвисокої молекулярної маси (UHMWPE) [26]. У деяких випадках для суглобових поверхонь може використовуватися піровуглець, відомий своєю біосумісністю та зносостійкістю.

Металеві компоненти плечового ендопротеза, такі як ніжка та головка (або гленосфера в реверсивних протезах), зазвичай виготовляються з титанових сплавів (наприклад, Ti-6Al-4V), кобальт-хромових сплавів (Co-Cr-Mo) або, рідше, сплавів на основі нікелю (Ni-Cr-Mo). Дивись табл. (2.1)

Таблиця 2.1 – Механічні властивості металів та кісткової тканини [27]

Матеріал	Тип фази	Модуль Юнга, (ГПа)	Гранична міцність на розтяг, (МПа)
Ti-6Al-4V	$\alpha + \beta$	105-110	900-1050
Co-Cr-Mo	γ	200-210	1000-1200
Ni-Cr-Mo	γ	165-175	800-1050
Кісткова тканина	-	10-40	10-40

Сплав Ti-6Al-4V широко застосовується завдяки поєднанню високої питомої міцності, низького модуля пружності (ближчого до кістки порівняно з іншими металами, що зменшує ризик стрес-шилдингу), відмінної корозійної стійкості та біосумісності. Він добре сприяє остеointegraції (вростанню кісткової тканини), особливо з пористими покриттями або покриттям з гідроксиапатиту. Однак, титанові сплави є відносно м'якими і менш зносостійкими порівняно зі сплавами Co-Cr-Mo, тому їх рідше використовують для безпосередньо артикулюючих поверхонь, особливо в парах тертя "метал-метал". У разі використання Ti-6Al-4V для артикулюючих компонентів, можливе застосування поверхневих зміцнюючих покриттів, наприклад, нітриду титану (TiN) [28].

Сплави Co-Cr-Mo характеризуються високою твердістю, міцністю та чудовою зносостійкістю, що робить їх кращим вибором для виготовлення артикулюючих компонентів, таких як головки плечової кістки або гленосфери, що контактують з поліетиленом. Вони також мають високу корозійну стійкість. Існують певні побоювання щодо вивільнення іонів кобальту та хрому, особливо при терті "метал-метал" або при корозійних процесах в модульних з'єднаннях [29].

Сплави Ni-Cr-Mo (та інші сплави на основі нержавіючої сталі, що містять нікель) історично використовувалися, але їх застосування в довготривалих імплантатах зменшилося через ризик алергічних реакцій на нікель у чутливих пацієнтів та дещо нижчу корозійну і зносостійкість порівняно з титановими та кобальт-хромовими сплавами. У пацієнтів з алергією на нікель перевага надається титановим сплавам або кераміці [30].

Для компонента суглобової западини (гленоїдного компонента в анатомічних протезах або поліетиленового вкладиша в реверсивних протезах) найчастіше використовується поліетилен надвисокої молекулярної маси (UHMWPE). Це біоінертний матеріал з низьким коефіцієнтом тертя. Для покращення його зносостійкості та зменшення ризику остеолізу, викликаного частинками зносу, широко використовується високозшитий поліетилен

(HXLPE). Додатково, для запобігання окислювальній деградації матеріалу, яка може виникати після процесу зшивання (зазвичай шляхом опромінення), в поліетилен часто вводять вітамін Е (альфа-токоферол) як антиоксидант. Така комбінація (HXLPE з вітаміном Е) демонструє значне зменшення швидкості зносу та утворення частинок, що потенційно збільшує термін служби імплантату [31].

Таким чином, при виборі матеріалів для ендопротеза плечового суглоба перевага віддається комбінаціям, що забезпечують високу біосумісність, механічну міцність та довготривалу зносостійкість. Для металевих компонентів, що контактують з кісткою, часто використовують Ti-6Al-4V завдяки його остеointegraційним властивостям. Для артикулюючих металевих поверхонь, що контактують з поліетиленом, перевага віддається Co-Cr-Mo через його високу зносостійкість. Для поліетиленових компонентів сучасним стандартом є високозшитий поліетилен (HXLPE), часто з додаванням вітаміну Е.

2.3 Моделювання моделі протеза плечового суглоба

2.3.1 Створення проекційних креслень елементів ендопротеза

Попередньо для створення проекційних креслень було обрано програмне середовище SolidWorks. Після підготовки всіх необхідних 3D-моделей було виконано побудову двовимірних креслень для кожного окремого елементу конструкції. На цих кресленнях показані відповідні розміри елементів ендопротеза плечового суглоба: гумерального і гленоїдного компонентів (рис. 2.2) та поліетиленового вкладиша (рис. 2.3). Усі розміри наведено в міліметрах. Для забезпечення повноти уявлення про форму кожного елементу на кресленнях представлено фронтальний, бічний і верхній види.

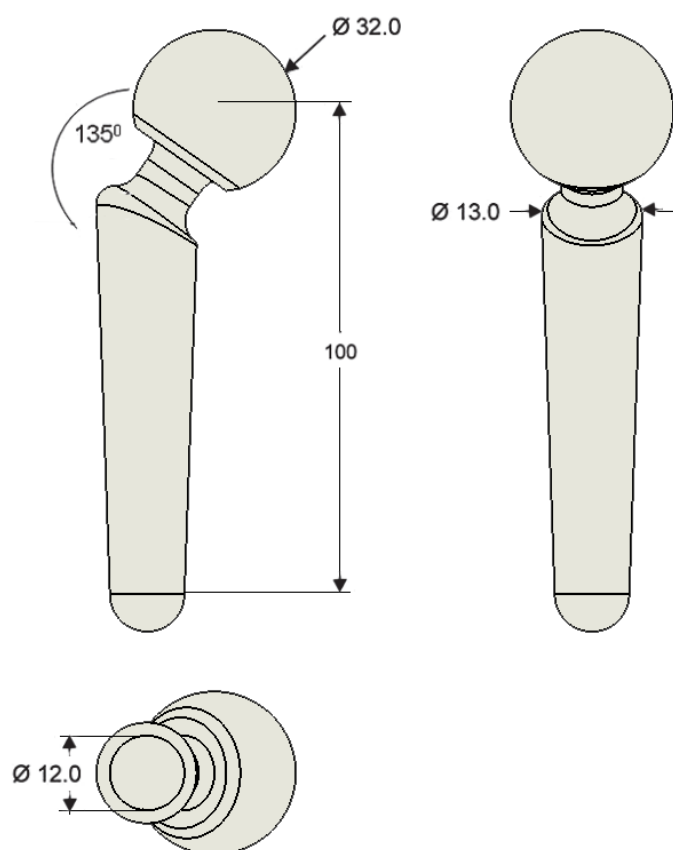


Рисунок 2.2 – Проекційне креслення гомерального + гленоїдного компонента у середовищі SolidWorks

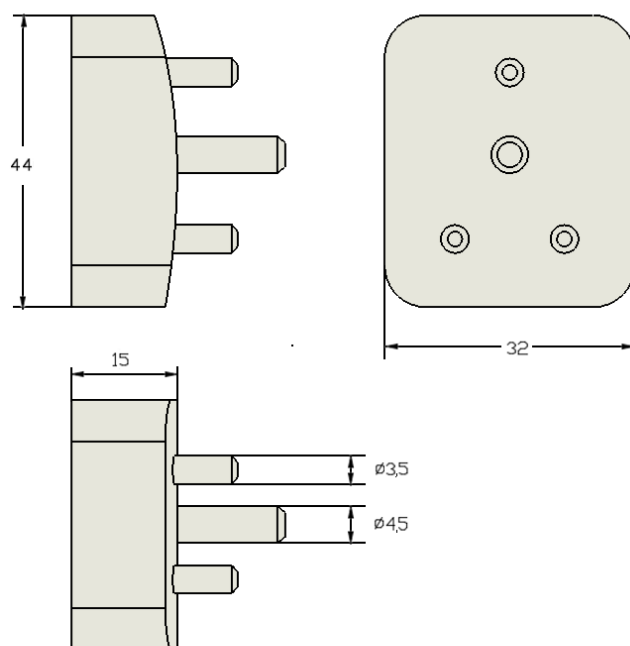


Рисунок 2.3 – Проекційне креслення поліетиленового вкладиша у середовищі SolidWorks

2.3.2 Побудова 3D-моделі протеза

Для моделювання ендопротеза плечового суглоба було використано програмне середовище SolidWorks, яке дозволяє створювати точні 3D-моделі з подальшим використанням у конструкторському аналізі, зокрема методом скінченних елементів. Як прототип для розробки використовувався кресленик із технічної документації, на основі якого були відтворені ключові геометричні параметри елементів протеза. (Рис. 2.4)

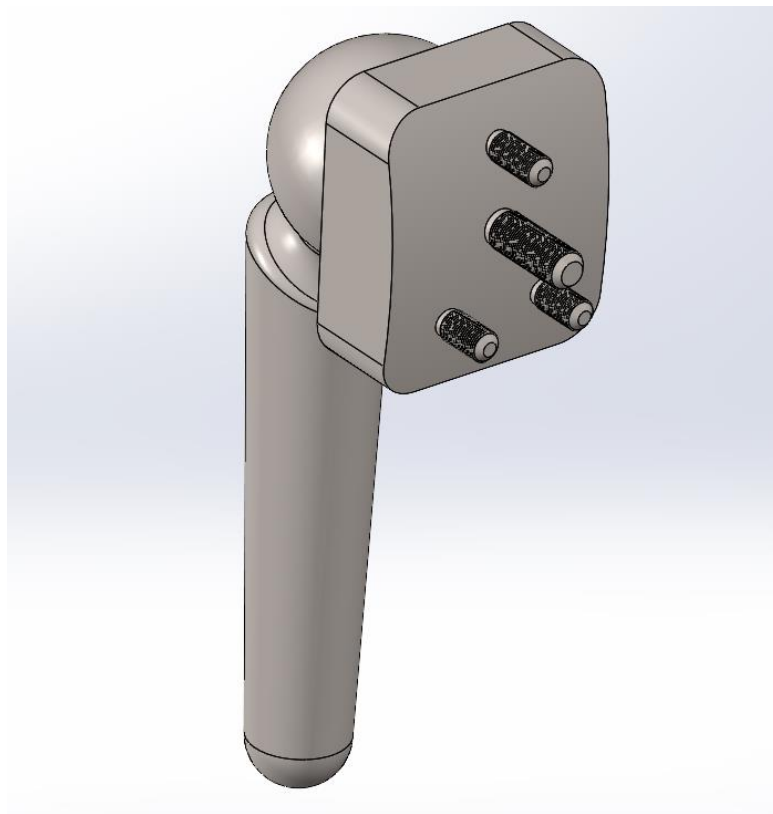


Рисунок 2.4 – Модель протеза плечового суглоба створена в середовищі SolidWorks

Модель ендопротеза складається з двох основних частин – гумерального (плечового) компонента та гленоїдного (лопаткового) компонента, що разом утворюють конструкцію реверсивного плечового суглоба.

Гумеральний компонент включає металевий стержень (стем) довжиною 100 мм та діаметром 12 мм, який вводиться в плечову кістку. Верхня частина стержня переходить у шийку з кутом нахилу 135° , що забезпечує правильну орієнтацію протеза у суглобі. На шийці закріплюється металева куля діаметром

32 мм, яка слугує поверхнею обертання. Ця частина виконує опорно-напрямну функцію та забезпечує стабільну фіксацію у плечовій кістці. Має видовжену форму зі скосами у верхній третині та заокругленням у нижній, що полегшує імплантацію.

Гленоїдний компонент включає металеву чашу (гленосферу) діаметром 48 мм з зовнішнім титановим покриттям. У чашу цементується поліетиленова (UHMWPE) вкладка з внутрішнім діаметром 32 мм. У базі гленоїдного компонента передбачено 4 отвори для гвинтів діаметром 3,5 мм або 4,5 мм, за допомогою яких здійснюється жорстка фіксація до лопатки. Дивись рис. (2.5).

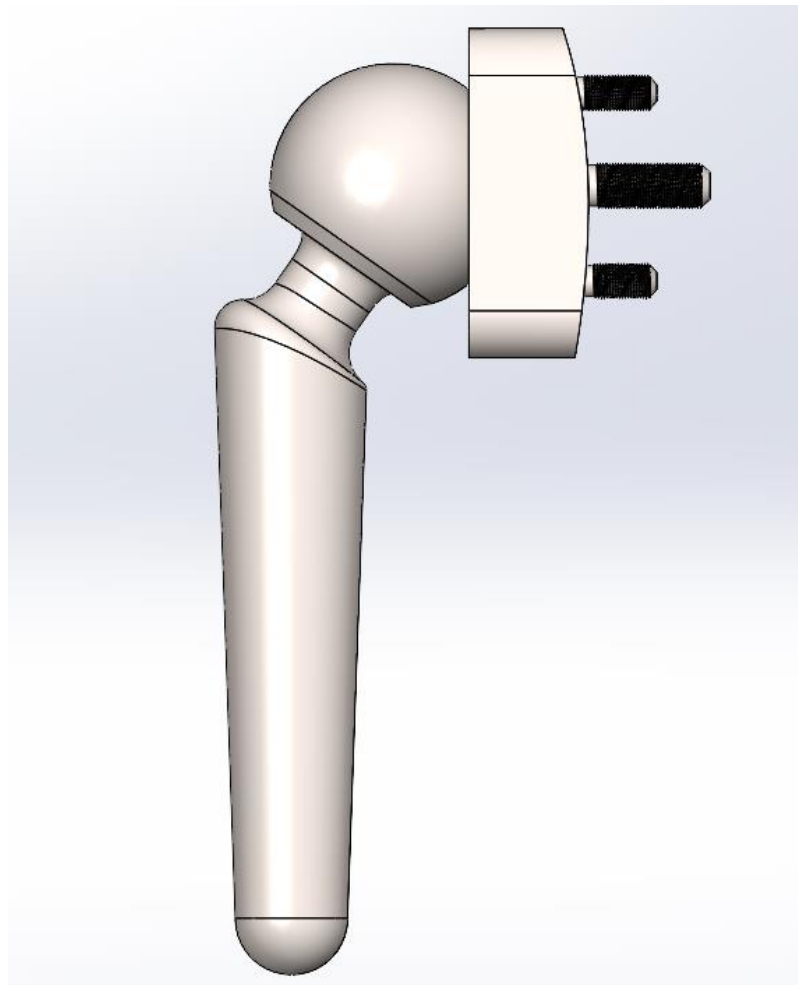


Рисунок 2.5 – Модель протеза плечового суглоба (вид збоку) створена в середовищі SolidWorks

Процес побудови 3D-моделі реверсивного ендопротеза плечового суглоба в середовищі SolidWorks розпочався зі створення гумерального стержня. Було сформовано ескіз у фронтальній площині з урахуванням діаметра нижньої

частини 12 мм, верхньої – 13 мм, та загальної довжини 100 мм. Цей ескіз було обернуто навколо осі за допомогою команди *Revolve Boss/Base*, що дозволило отримати об'ємну модель стержня. Далі, на верхньому торці, було побудовано шийку під кутом 135° до осі стержня, а також півсферу діаметром 32 мм, яка імітує головку протеза. Гленоїдна база створювалась шляхом побудови ескізу кільцеподібного профілю діаметром 48 мм, який витягували на 10 мм за допомогою команди *Extruded Boss/Base*. У базі було вирізано п'ять отворів для фіксувальних гвинтів діаметром 3,5 мм, рівномірно розташованих по колу, з використанням інструмента *Cut-Extrude* і елемента *Circular Pattern*. Додатково було змодельовано самі гвинти, використовуючи обертання ескізу навколо осі, після чого вони були вставлені до отворів через *Insert Component* з подальшим виконанням команди *Mate*. Поліетиленову вкладку (UHMWPE sup) було створено як окрему деталь шляхом витягування циліндричної форми зовнішнім діаметром 44 мм і внутрішнім 32 мм, а товщиною 15 мм, з додатковим внутрішнім заглибленням. Усі частини були зібрані в єдину модель за допомогою інструменту *Assembly*, з урахуванням геометричних співвідношень та обмежень обертання.

2.4 Дослідження 3D-моделі протеза на навантаження

Для оцінювання поведінки реверсивного плечового протеза під час інтенсивних функціональних навантажень виконано квазідинамічне статичне моделювання в *SolidWorks Simulation*. На дистальний кінець ніжки протеза прикладали вертикальну силу 5000 Н та 15000Н ($\approx 7\text{--}8$ мас тіла для людини 80–90 кг під час різкого поштовху чи удару), тоді як гленоїдна базова пластина була жорстко зафіксована. Металеві елементи послідовно задавалися з трьома типовими для ортопедії сплавами Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo та Ni-Cr-Mo. Для вкладиша застосовано матеріал UHMWPE.

Матеріали, що застосовувалися в процесі моделювання, були створені безпосередньо у середовищі *SolidWorks* шляхом налаштування відповідних

параметрів у редакторі матеріалів. При цьому враховувалися ключові механічні характеристики, необхідні для проведення коректного аналізу напружено-деформованого стану конструкції. Основні фізико-механічні властивості, покладені в основу створених матеріалів, наведено у табл. (2.2).

Таблиця 2.2 – Властивості матеріалів [25]

Властивості матеріалу	Ti-6Al-4V	Co-Cr-Mo	Ni-Cr-Mo	UHMWPE
Щільність (кг/м ³)	4430	8300	8200	930
Коефіцієнт Пуассона	0,32	0,30	0,30	0,42
Модуль Юнга (ГПа)	105-110	200-210	165-175	0,8-1,0
Межа міцності (МПа)	880-950	600-720	550-700	20-30
Гранична міцність на розрив (МПа)	900-1050	1000-1200	800-1050	37-45

В середовищі Simulation було обрано дослідження «*Static*». Перед здійсненням випробування було закріплено ділянки гленоїдного компонента за допомогою команди «*Fixture*» та прикладено зверху силу, яка перпендикулярно спрямована до гумерального компонента (рис. 2.6). При проведенні дослідження, з метою аналізування підібраних матеріалів, по черзі задавалися сили $F = 5000$ і $F = 15000$ для найкращого демонстрування змін, які відбуваються у моделі протеза плечового суглоба при різних фізичних навантаженнях.

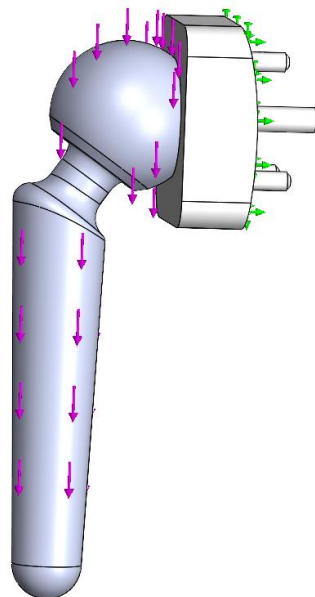


Рисунок 2.6 – Фіксація ділянки гленоїдного компонента та прикладання зовнішніх сил до гумерального компонента у середовищі SolidWorks Simulation

Для виконання інженерного аналізу в середовищі SolidWorks Simulation необхідним етапом є побудова сітки. Ця операція здійснюється за допомогою команди «*Mesh*», яка розбиває геометрію моделі на дискретні елементи (рис. 2.7). Саме ця дискретизація дозволяє провести чисельний розрахунок напружень, деформацій та інших параметрів у межах кожного окремого елемента, що в сукупності формує загальну картину поведінки конструкції під навантаженням. Коректна побудова сітки є критично важливою для точності результатів аналізу.

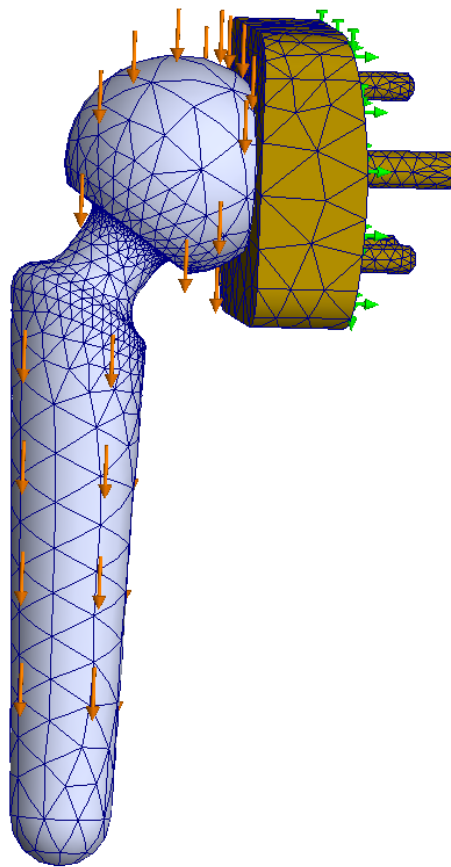


Рисунок 2.7 – Побудова сітки моделі в середовищі SolidWorks Simulation

Етап формування сітки є ключовим у процесі інженерного аналізу конструкцій, оскільки від його якості значною мірою залежить точність розрахунків. У середовищі SolidWorks Simulation генерація сітки виконується автоматизовано на основі глобальних параметрів, зокрема типового розміру елемента, а також локальних налаштувань керування дискретизацією. Програмне забезпечення самостійно аналізує геометричні характеристики

моделі – такі як загальний об'єм, площа поверхні, складність контурів – і відповідно підбирає оптимальні параметри елементів сітки. На кінцеву структуру сітки впливають: масштаб та конфігурація моделі, точність, задана в параметрах допуску, специфіка локального контролю сітки, а також особливості контактної взаємодії між окремими тілами. [32]

Основні характеристики сітки зазначені в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Характеристики сітки у середовищі SolidWorks Simulation

Тип сітки	Суцільна сітка
Сітка, що використовується	Змішана сітка на основі кривизни
Точки якобіана	16 точки
Максимальний розмір елемента	7,9987 мм
Мінімальний розмір елемента	0,255091 мм
Епюра якості сітки	Висока
Всього вузлів	89049
Всього елементів	56234
Максимальне співвідношення сторін	60,754

У ході дослідження трьох різних матеріалів було отримано результати, що стосуються розподілу механічного напруження та деформації в конструкції протеза. Ці дані дозволили оцінити, як кожен з обраних матеріалів поводить себе під навантаженням, виявити зони максимальних напружень і деформацій, а також порівняти їхній потенціал щодо забезпечення довговічності, стійкості та біомеханічної ефективності ендопротеза.

2.4.1 Механічне напруження

При проєктуванні моделі реверсивного ендопротеза плечового суглоба важливо уникати надмірної жорсткості конструкції, оскільки це може призводити до феномену екранування напружень у кістковій тканині. Такий ефект проявляється у зниженні мінеральної щільності кістки поблизу імплантованого компонента — як адаптивна відповідь на зменшення локального механічного навантаження. Щоб мінімізувати подібні наслідки, необхідно провести числовий аналіз механічного напруження, який дозволяє оцінити, який

із запропонованих матеріалів найкраще відтворює пружні властивості в умовах реального навантаження.

У ході моделювання було виконано розрахунок напружень за критерієм фон Мізеса, що дало змогу кількісно оцінити розподіл еквівалентних напружень у різних конструкційних варіантах.

На рисунках 2.8-2.10 – представлені результати розподілення навантажень в 3D-моделі ендопротеза для трьох металевих матеріалів. Ці візуалізації дозволяють наочно порівняти поведінку конструкції під дією прикладених сил, виявити зони концентрації напружень і оцінити вплив матеріальних властивостей на загальну механічну відповідь моделі.

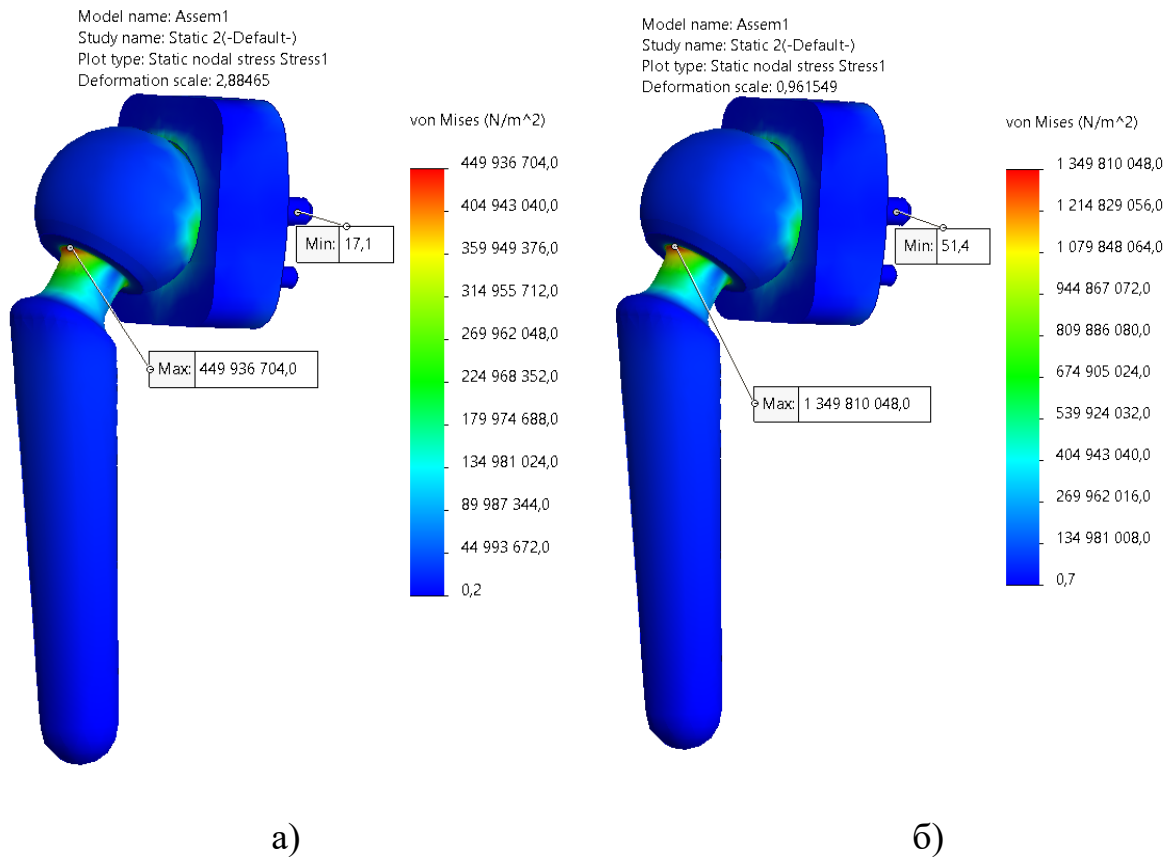


Рисунок 2.8 – Розподілення навантаження для сплаву Ti-6Al-4V при:

а) 5000 Н; б) 15000 Н

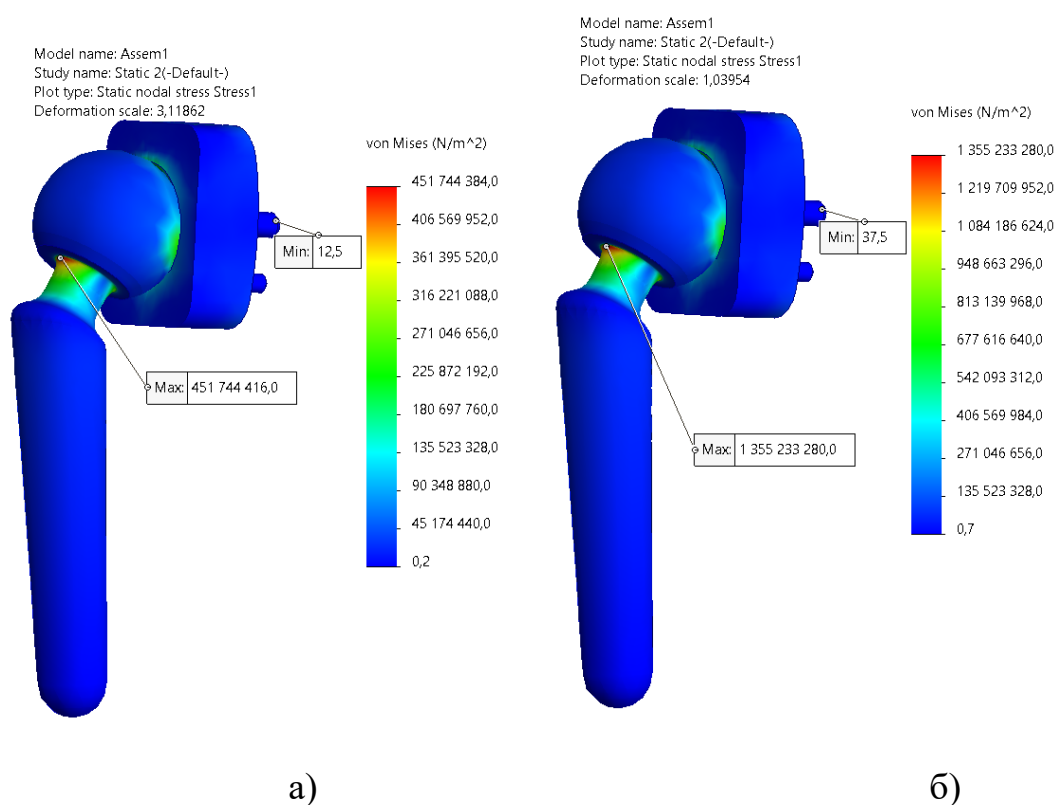


Рисунок 2.9 – Розподілення навантаження для сплаву Co-Cr-Mo при:

a) 5000 Н; б) 15000 Н

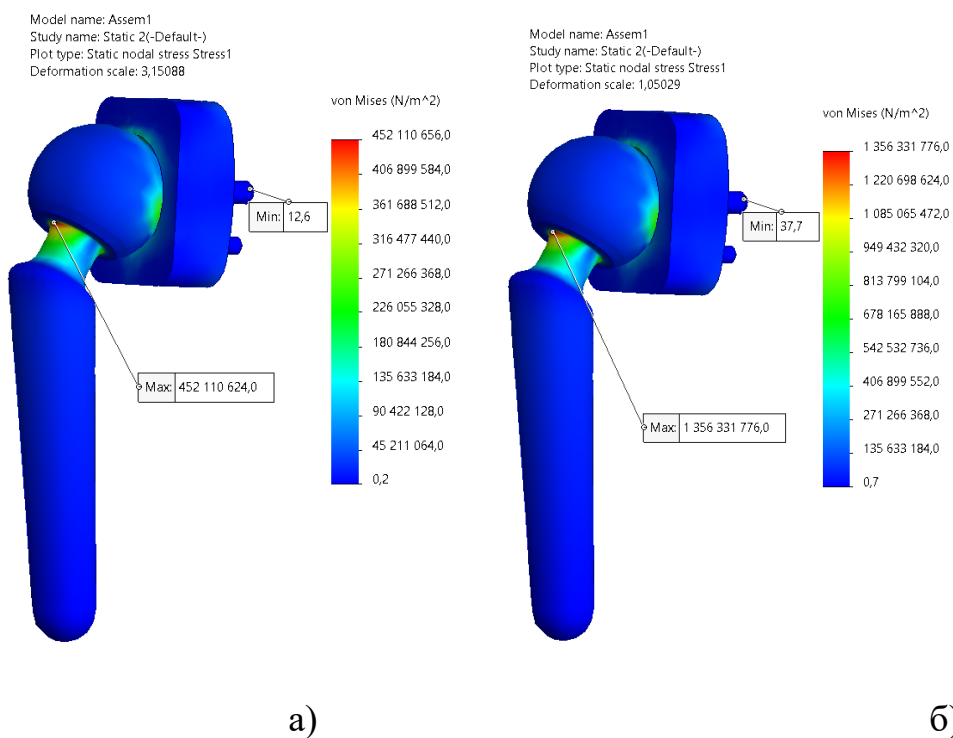


Рисунок 2.10 – Розподілення навантаження для сплаву Ni-Cr-Mo при:

a) 5000 Н; б) 15000 Н

У процесі аналізу розподілу інтенсивності механічних напружень було встановлено, що зона з найбільшим навантаженням припадає на перехідну ділянку між шийкою та голівкою протеза. Саме в цій області спостерігається пік концентрації напружень.

З метою підвищення наочності та зручності інтерпретації результатів, отримані дані були систематизовані у табл. 2.4, а також подані у вигляді графічних діаграм (рис. 2.11). Такий підхід дозволяє ефективно порівняти поведінку матеріалів за ключовими механічними критеріями.

Таблиця 2.4 – Напруга по фон Мізеса (МПа)

Напруга	Ti-6Al-4V	Co-Cr-Mo	Ni-Cr-Mo
5000 Н	449,93	451,74	452,11
15000 Н	1349,81	1355,23	1356,31

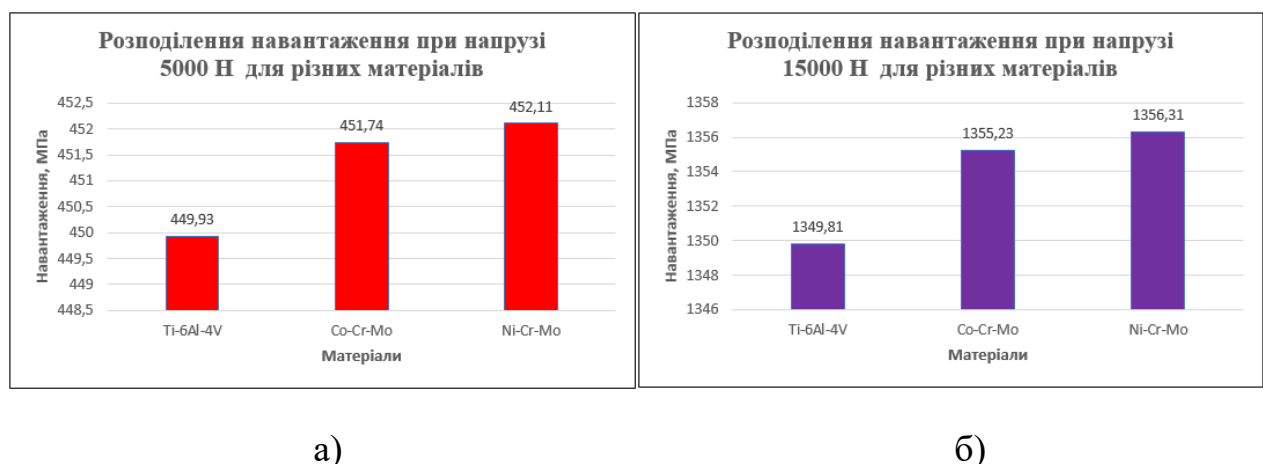


Рисунок 2.11 – Діаграми результатів розподілу навантаження для матеріалів при:

а) 5000 Н; б) 15000 Н

Аналіз розподілу еквівалентних напружень за критерієм фон Мізеса при навантаженні 5000 Н показав, що найменший рівень механічного навантаження в конструкції протеза демонструє титановий сплав Ti-6Al-4V – значення становить 449,93 МПа. У той час як найбільше напруження було зафіксовано для сплаву Ni-Cr-Mo, який досяг 452,11 МПа. Для Co-Cr-Mo напруження дещо нижче – 451,74 МПа.

При зростанні прикладеної сили до 15000 Н спостерігається аналогічна тенденція: Ti-6Al-4V знову демонструє найнижче значення механічного напруження серед усіх досліджуваних матеріалів – 1349,81 МПа. У свою чергу, сплав Ni-Cr-Mo фіксує найвищу напругу – 1356,31 МПа, а Co-Cr-Mo займає проміжну позицію з результатом 1355,23 МПа.

З отриманих даних титановий сплав Ti-6Al-4V має більш виражені пружні характеристики, що робить його більш сприятливим варіантом для застосування в якості конструкційного матеріалу для протезів у порівнянні зі сплавами Co-Cr-Mo та Ni-Cr-Mo.

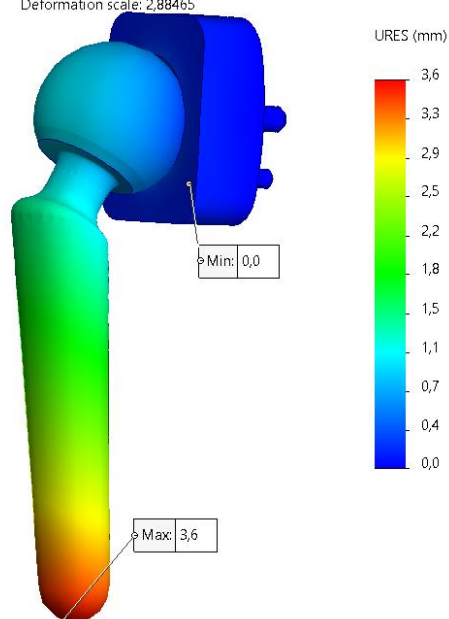
2.4.2 Деформація

Ендопротез плечового суглоба повинен бути здатним витримувати значні механічні навантаження, що виникають унаслідок дії кістково-м'язової системи під час щоденних рухів і фізичної активності. Відтак матеріали, що використовуються для виготовлення таких імплантатів, мають відповідати суворим вимогам щодо міцності та стійкості до деформацій.

З метою оцінки цих характеристик було проведено числове моделювання деформаційної поведінки кожного з досліджуваних матеріалів. Отримані результати наведені у міліметрах та відображають рівень переміщень конструктивних елементів під навантаженням.

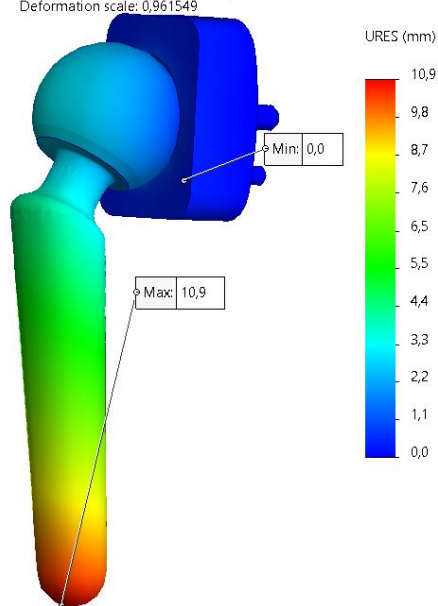
Підсумкові візуалізації розподілу деформацій представлені на рисунках 2.12-2.14, що дозволяє провести порівняльний аналіз між варіантами матеріалів та визначити найбільш придатний для використання у конструкції протеза.

Model name: Assem1
Study name: Static 2(-Default-)
Plot type: Static displacement Displacement1
Deformation scale: 2,88465



a)

Model name: Assem1
Study name: Static 2(-Default-)
Plot type: Static displacement Displacement1
Deformation scale: 0,961549

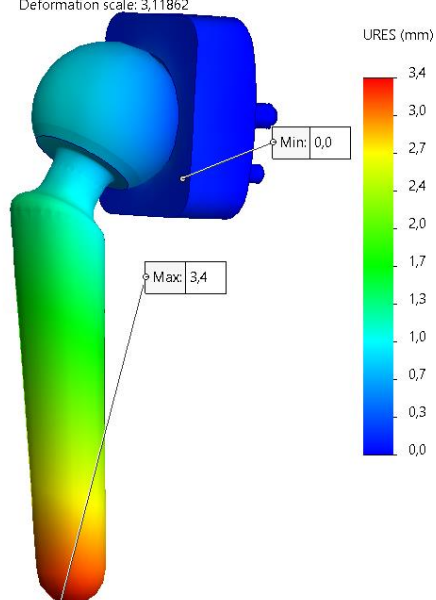


б)

Рисунок 2.12 – Розподілення зміщення для сплаву Ti-6Al-4V при:

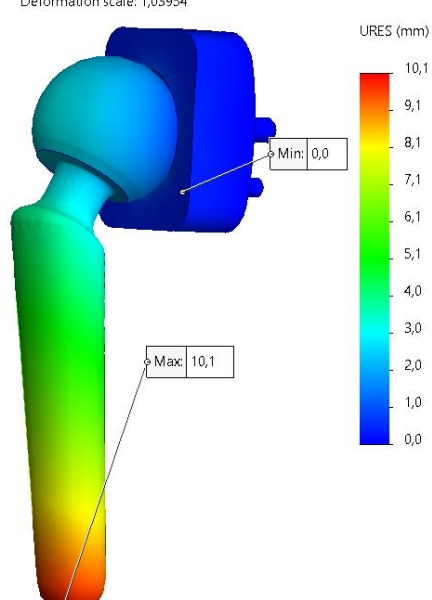
а) 5000 Н; б) 15000 Н

Model name: Assem1
Study name: Static 2(-Default-)
Plot type: Static displacement Displacement1
Deformation scale: 3,11862



a)

Model name: Assem1
Study name: Static 2(-Default-)
Plot type: Static displacement Displacement1
Deformation scale: 1,03954



б)

Рисунок 2.13 – Розподілення зміщення для сплаву Co-Cr-Mo при:

а) 5000 Н; б) 15000 Н

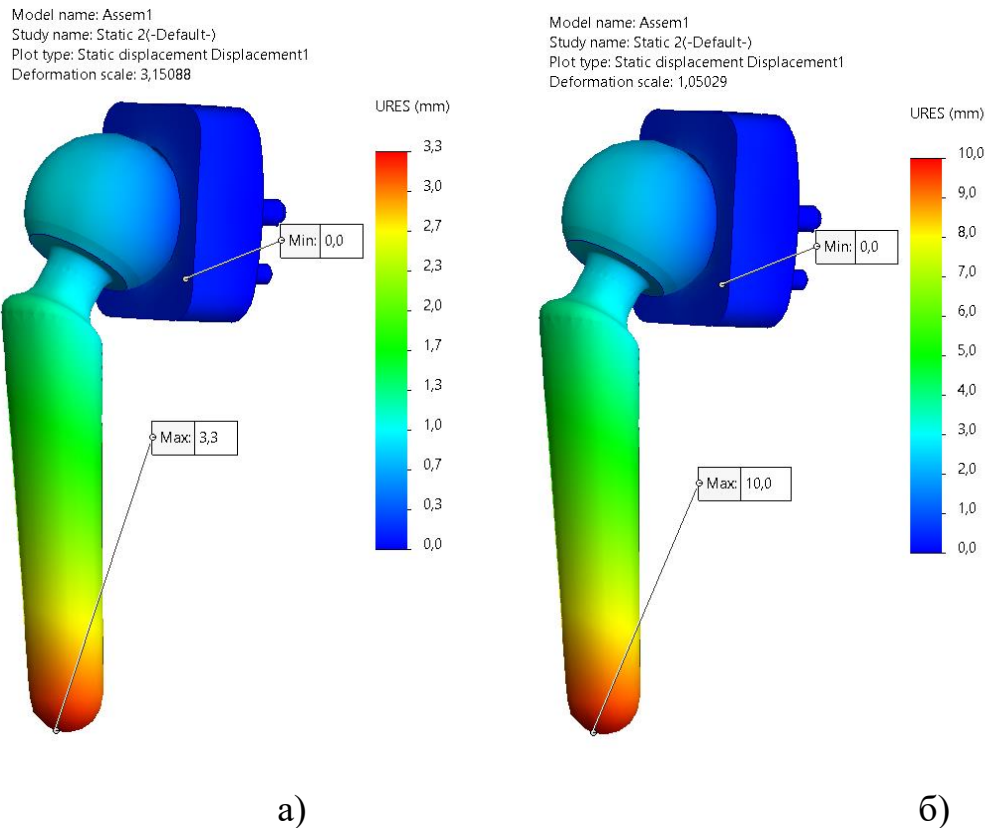


Рисунок 2.14 – Розподілення зміщення для сплаву Ni-Cr-Mo при:

а) 5000 Н; б) 15000 Н

У процесі аналізу загальної деформації досліджуваних матеріалів було встановлено, що найбільші лінійні переміщення моделі спостерігаються у дистальній частині ніжки гомеального компонента. Саме ця ділянка зазнає найбільшого зміщення під дією прикладених навантажень, що свідчить про концентрацію деформацій у зоні зниженої жорсткості конструкції.

Узагальнені числові результати проведеного дослідження представлені у табл. 2.5, що дозволяє здійснити порівняльний аналіз ефективності різних матеріалів з погляду їх здатності протистояти деформаціям.

Таблиця 2.5 – Деформація (мм)

Напруга	Ti-6Al-4V	Co-Cr-Mo	Ni-Cr-Mo
5000 Н	3,6	3,4	3,3
15000 Н	10,9	10,1	10,0

Для більш детального та наочного аналізу отриманих результатів дослідження деформаційних характеристик була побудована відповідна діаграма (рис. 2.15). Вона дозволяє легко порівняти рівень деформацій у різних матеріалах

і виявити залежність між структурними особливостями моделі та її здатністю протистояти прикладеним навантаженням.

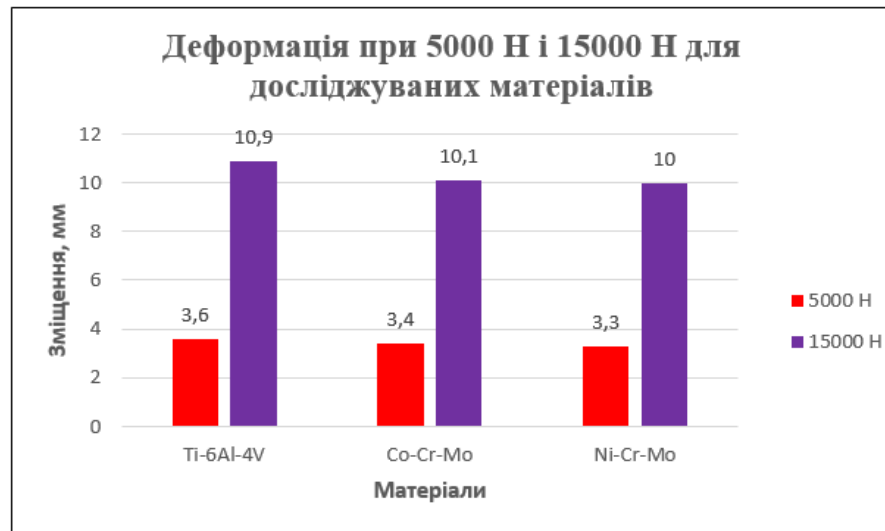


Рисунок 2.15 – Діаграма результатів деформації при 5000 Н і 15000 Н для досліджуваних матеріалів

За підсумками проведеного аналізу встановлено, що найбільше зміщення конструкції спостерігається при використанні титанового сплаву Ti-6Al-4V. У стандартних умовах деформація становить 3,6 мм, а при екстремальному навантаженні досягає 10,9 мм. У свою чергу, найменші значення переміщення моделі зафіксовано при застосуванні сплаву Ni-Cr-Mo – 3,3 мм при навантаженні 5000 Н та 10 мм при 15000 Н. Для Co-Cr-Mo отримано дещо вищі показники: 3,4 мм і 10,1 мм відповідно.

На основі отриманих результатів можна зробити висновок, що Ni-Cr-Mo демонструє найвищу жорсткість серед досліджуваних матеріалів. Проте при детальному аналізі графічних даних помітно, що різниця в деформаційних характеристиках між Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo та Ni-Cr-Mo є несуттєвою. Таким чином, як Ti-6Al-4V, так і Co-Cr-Mo можна розглядати як матеріали з достатнім рівнем міцності, що забезпечують належну механічну стабільність протеза під робочими навантаженнями.

На рівні 5 000 Н максимальні еквівалентні напруження усі значення залишаються нижчими за відповідні межі текучості (Ti-6Al-4V $\approx$ 880-950 МПа, Co-Cr-Mo $\approx$ 600-720 МПа, Ni-Cr-Mo $\approx$ 550-700 МПа), тобто конструкція ще

працює в області пружних деформацій. Водночас при збільшенні навантаження до 15 000 Н напруження зростають до 1350 - 1356 МПа, що перевищує границі текучості всіх трьох сплавів щонайменше вдвічі. Це означає: за такого екстремального імпульсу в реальних умовах може ініціюватися пластичне деформування або мікротріщиноутворення, особливо у зоні переходу «шийка – голівка».

Картина деформації корелює з напруженнями: при 5 000 Н зміщення гумерального стрижня не перевищує 3,6 мм (Ti-6Al-4V – 3,6 мм; Co-Cr-Mo – 3,4 мм; Ni-Cr-Mo – 3,3 мм), тобто конструкція зберігає геометричну стабільність. За 15 000 Н прогини виростають утричі й сягають 10,0-10,9 мм, що вже може викликати клінічно відчутний «розхист» та підвищене стирання поліетиленового вкладиша.

Якщо розглядати навантаження до 5 000 Н, усі три сплави демонструють достатній запас міцності; вибір матеріалу доцільно робити за критеріями маси, біосумісності та корозійної стійкості. Co-Cr-Mo забезпечує найменший прогин і найкращу зносостійкість, але програє за щільністю й потенціалом вивільнення іонів; Ti-6Al-4V майже на 40 % легший і має найкращі біологічні характеристики; Ni-Cr-Mo може стати альтернативою для пацієнтів із гіперчутливістю до кобальту чи титану. Однак для навантажень понад 10 000 Н необхідна геометрична оптимізація (перерозподіл перерізів, введення порожнистої чи ґратчастої структури, збільшення радіусів галтелей) або перехід на сплави з вищою границею текучості, оскільки поточна конфігурація не забезпечує безпечну експлуатацію в пластичному діапазоні. З огляду на це подальші дослідження мають бути спрямовані на зниження локальних піків напружень і ваги протеза без втрати жорсткості, що водночас зменшить економічні витрати на дорогі металічні порошки та підвищить довговічність імплантата.

2.5 Інженерна оптимізація конструкції протеза

Подальше підвищення надійності й довговічності реверсивного плечового протеза можливе шляхом цілеспрямованої геометричної та топологічної оптимізації, метою якої є одночасне зменшення локальних напружень, обмеження прогину стрижня та скорочення загальної маси імплантата без погіршення біомеханічної функції. Вихідна FEM-оцінка, виконана для базової конструкції, засвідчила, що під дією імпульсного навантаження 15 кН максимальні еквівалентні напруження сягають 1356 МПа, а зміщення — 10,9 мм за початкової маси 300 г. Хоча запас міцності відносно границі текучості ще залишався прийнятним, такі показники не гарантували належної втомної довговічності та вимагали подальшого вдосконалення.

У контексті оптимізації першорядним стало збільшення радіуса галтелі в перехідній зоні «шийка – голівка» з 2 до 4 мм: навіть така, на перший погляд, незначна зміна геометрії знижує концентрацію напружень приблизно на 10 %, не впливаючи на жорсткість та масу. Додаткове коригування кута шийки до 130° покращує вирівнювання силової лінії дельтоподібного м'яза, що додає ще близько 5 % до запасу міцності, але ціною помірною, на 2 %, збільшення прогину. Найрадикальніший ефект дає топологічне «полегшення» стрижня: заміна суцільного металу на порожнисту або ґратчасту серцевину позбавляє конструкцію зайвих 11 % маси й паралельно зменшує прогин на 7 %. Для гармонізації кінематики та зниження ризику імпінджменту гленосферу було зміщено латерально на +4 мм, що призвело до додаткового 4-відсоткового зниження пікових напружень і 3-відсоткового скорочення вильоту вершини стрижня. У сукупності всі заходи дозволили досягти максимального напруження близько 1030 МПа (запас міцності $> 4,5$), обмежити прогин до 8,9 мм та скоротити масу імплантата на 12 % порівняно з оригіналом. Очікуваний ефект цих кроків зведено у табл. 2.6 та відображено на рис. 2.16 й рис. 2.17.

Таке комплексне удосконалення не лише підвищує структурну жорсткість конструкції й зменшує локальні піки напружень у критичних перехідних зонах,

але й позитивно позначається на клінічній поведінці виробу. Менша інерція знижує навантаження на м'які тканини й кістковий цемент або безцементний інтерфейс, що безпосередньо зменшує ризик асептичного розхитування та подовжує термін служби протеза. Крім того, вагова економія приблизно на 12 % дає відчутний фінансовий зиск: при вартості порошку кобальт-хромового сплаву понад 350 USD/кг та втратності матеріалу до 50 % під час адитивного виготовлення кожен усунутий грам зберігає бюджет, а також скорочує машинний час друку й пост-обробки щонайменше на 15 %. У промисловому масштабі це трансформується в економію понад 20 % собівартості на одиницю продукції, що може бути реінвестовано.

З урахуванням отриманих результатів стає очевидним, що ключовий потенціал подальшого прогресу не стільки у виборі ще міцнішого матеріалу, як у раціональному розподілі наявного металу та уважному узгодженні геометрії з анатомічними та кінематичними реаліями плечового пояса.

Таблиця 2.6 – Сценарії оптимізації

Міра оптимізації	$\Delta\sigma_{\max}$, %	$\Delta U_{\max}$, %	$\Delta\text{маса}$, %	Коментар
1.Радіус галтелі	-10 %	≈ 0	0	Зменшення пікових напружень у зоні концентрації
2.Кут шийки 130°	-5 %	+2 %	0	Легке зростання прогину, але кращий баланс моментів
3.Полегшений стрижень	-8 %	-7 %	-11 %	Найбільший внесок зниження ваги та прогину
4.Латералізація +4 мм	-4 %	-3 %	0	Менший імпінджмент та рівномірніший розподіл навантаження
Комплексно (1+2+3+4)	-24 %	- 18%	-12%	$\sigma_{\max} \approx 1030$ МПа, $U_{\max} \approx 8,9$ мм при 15 кН.

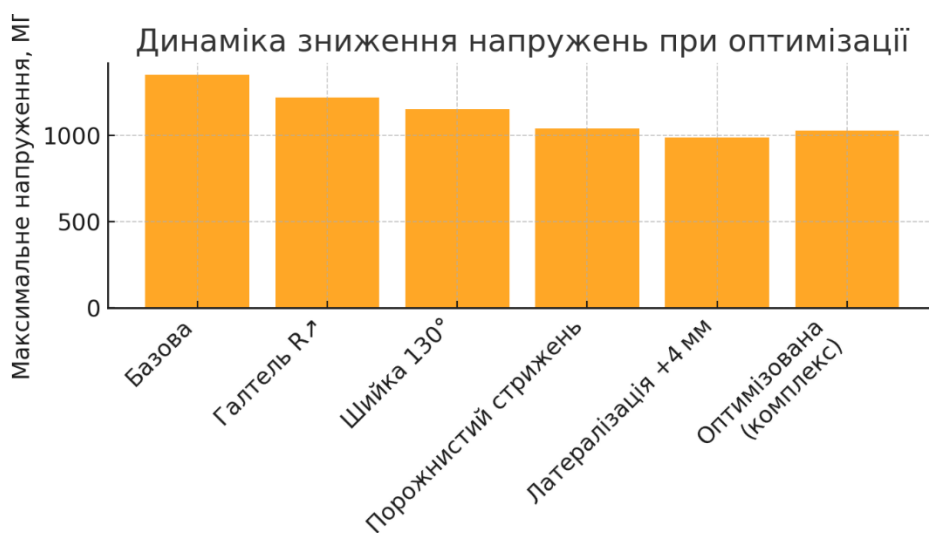


Рисунок 2.16 – Динаміка зниження напружень при оптимізації

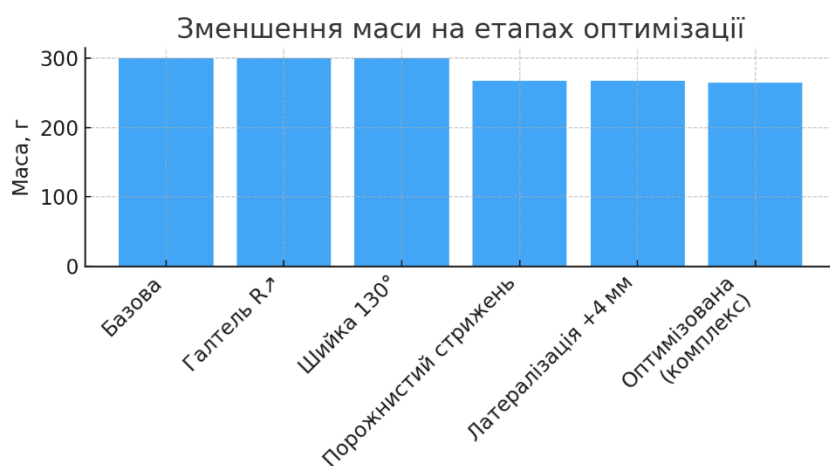


Рисунок 2.17 – Динаміка зменшення маси на етапах оптимізації

Висновок до розділу 2

У даному розділі здійснено повний цикл інженерного проєктування реверсивного плечового ендопротеза – від ескізних рішень до віртуального випробування. На основі анатомічних прототипів побудовано деталізовані проєкційні креслення гумерального стрижня, гленоїдної бази та UHMWPE-вкладиша, після чого сформовано 3D-модель у SolidWorks. Для металевих компонентів змодельовано три біосумісні сплави (Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo, Ni-Cr-Mo) й проведено статичний FEA-аналіз при навантаженнях, що відповідають типовим і критичним умовам експлуатації. Виявлено, що Ti-6Al-4V забезпечує найменші напруження завдяки нижчому модулю Юнга, тоді як Ni-Cr-Mo демонструє мінімальні деформації, а Co-Cr-Mo характеризується найкращою зносостійкістю. Проведено геометричну та топологічну оптимізацію. Комплекс заходів дозволив знизити пікові напруження орієнтовно, обмежити прогин та скоротити масу імплантата. Таким чином, розділ доводить ефективність інтегрованого CAD/FEA-підходу до проєктування, підтверджує достатній запас міцності протеза під час робочих навантажень та збільшує його довговічність та економічну доцільність.

РОЗДІЛ 3

ОХОРОНА ПРАЦІ

3.1 Технічна характеристика протеза плечового суглоба.

Метою даного розділу є ідентифікація та всебічна оцінка потенційно небезпечних і шкідливих чинників, що супроводжують процес створення, виготовлення та подальшої експлуатації протеза плечового суглоба. Також увага зосереджується на розробленні комплексу профілактичних і компенсаторних заходів, спрямованих на зменшення впливу згаданих ризиків або повне їх усунення.

У межах дослідження було побудовано тривимірну модель плечового ендопротеза з метою аналізу його напружено-деформованого стану за умов динамічного навантаження. Такий тип протеза застосовується у випадках, коли ушкодження суглоба не піддаються ефективному консервативному лікуванню й потребують повної або часткової заміни анатомічних структур. Для дослідження було обрано модульний реверсивний ендопротез із безцементним типом фіксації. Подібне конструктивне рішення дозволяє найефективніше компенсувати втрату функціональності ротаторної манжети, переміщуючи центр обертання суглоба й забезпечуючи його стабільність навіть у разі значних анатомічних втрат.. Характеристики протеза наведені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Характеристика реверсивного протеза плечового суглоба

№	Найменування	Матеріал	К-ть	Поз. на рисунку
1	Гумеральний стрижень	Сплав Ti-6Al-4V	1	1
2	Поліетеленовий вкладиш	Високомолекулярний поліетилен UHMWPE	1	2
3	Гленосфера	Сплав Co-Cr-Mo	1	3
4	Метаглена	Сплав Ti-6Al-4V	1	3

Функціональна блок-схема ендопротеза зображена на рис. 3.1.

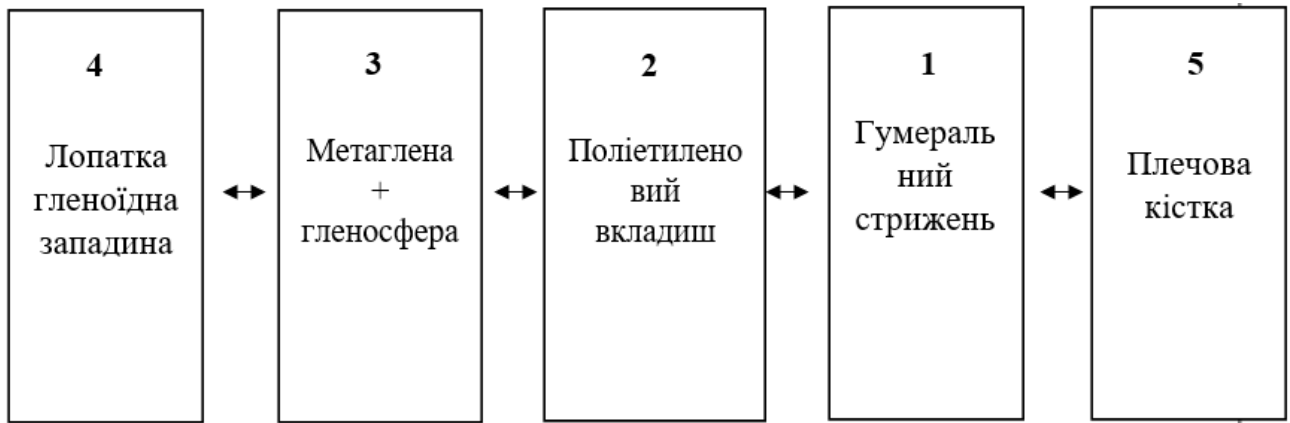


Рисунок 3.1 – Функціональна блок-схема протеза плечового суглоба

3.2 Аналіз потенційних небезпек та розробка заходів безпеки

Матеріали, з яких виготовлено даний ендопротез, характеризуються високою біосумісністю, хімічною інертністю та стійкістю до корозійних процесів. Вони не становлять токсикологічної загрози для організму людини та не є джерелом електричної чи пожежної небезпеки. Водночас, у процесі клінічної експлуатації конструкції можливе виникнення певних біологічних і механічних ризиків, зумовлених тривалим фізичним навантаженням, мікробіологічним середовищем або індивідуальними особливостями пацієнта.

3.2.1 Біологічна небезпека

Через те, що протез імплантується в організм людини, основна небезпека - біологічна. Під час встановлення ендопротеза плечового суглоба можуть потрапити чужорідні речовини та організми, тому потрібно виконувати ендопротезування, дотримуючись усіх інструкцій. У табл. 3.2 наведено причини небезпек, які можуть призвести до пошкодження організму.

Таблиця 3.2 – Основні небезпеки біологічного характеру

№	Найменування	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Гумеральний стрижень	Віруси, бактерії, грибки,	Порушення стерильності і	Інфекція глибокої рани, остеомієліт, асептичне

		ендотоксини, сторонні частинки	недостатня обробка поверхні	розхитування, подовжене загоєння
2	вкладиш	Контаміновані біоплівки, ендотоксини	Тривалий контакт з нестерильним середовищем при монтажі, порушення умов зберігання	Утворення бактеріальної біоплівки, локальний сепсис, необхідність ревізійної операції
3	Метаглена + гленосфера	Мікроорганізми, органічні залишки	Недостатня стерилізація покриття і повторне відкриття упаковки	Раннє інфікування лопатки, перипротезна інфекція, больовий синдром

Таблиця 3.3 – Реальні та нормативні небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1	Віруси, бактерії, мікроорганізми	наявні	відсутні
2	Сторонні речовини	наявні	відсутні

У табл. 3.4 наведено заходи щодо забезпечення безпеки організму, запобігання потраплянню сторонніх речовин, вірусів, бактерій та мікроорганізмів.

Таблиця 3.4 – Заходи щодо забезпечення охорони праці

№	Група заходів з ОП	Засоби подолання небезпеки	Критерій ефективності / вибору
1	Технічні заходи	Стерилізація всіх компонентів та зберігання у герметичній упаковці. Використання класу чистоти не нижче ISO 7 у зоні складання й операційній	Попередження потрапляння сторонніх речовин, вірусів і бактерій
2	Організаційні заходи	Проведення інструктажів із біологічної безпеки, роботи з гострими інструментами та ЛЗ	Персонал пройшов навчання. Наявність підписаних журналів інструктажу
3	Режимні заходи	Допуск до операції лише співробітників із сертифікатом асептики. Контроль доступу в стерильну зону через шлюз-санпропускник	Запобігання помилкам при встановленні протеза. Підтримання класу чистоти протягом усього втручання.

Продовження таблиці 3.4

4	Експлуатаційні заходи	Візуальний огляд упаковки на цілісність і контроль термодатчика про стерилізацію перед розкриттям. Перевірка терміну придатності та маркування	Уникнення використання пошкоджених / прострочених виробів. Повна відстежуваність
5	ЗІЗ	Використання стерильних халатів, шапочок, масок, двошарових стерильних рукавичок.	Захист персоналу й пацієнта від інфекцій. Відсутність контактних заражень та порізів.

3.2.2 Механічна небезпека

Внаслідок функціонування ендопротеза плечового суглоба можуть виникати механічні небезпеки.

У таблиці 3.5 наведено причини небезпек, які можуть призвести до механічних пошкоджень.

У таблиці 3.6 наведено нормативи небезпечних факторів.

Заходи безпеки, перелічені в таблиці 3.7, запобігають можливості отримання травм через нерівності. Ці заходи також допоможуть захистити людей від травм і продовжити термін служби.

Таблиця 3.5 – Джерела та наслідки впливу механічних факторів

№	Найменування	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Гумеральний стержень	Власна маса, контактний тиск, коефіцієнт тертя	Шорсткість поверхні, локальна концентрація напружень, мікрорухи під динамічним навантаженням	Пошкодження кісткової тканини, утворення металевих мікрочастинок, зниження рухливості імплантата
2	Поліетиленовий вкладиш	Високий коефіцієнт тертя при ковзанні, циклічне навантаження	Абразивний та адгезійний знос, відсутність мастильного прошарку	Утворення поліетиленових частинок, підвищене тертя

Продовження таблиці 3.5

3	Метаглена + гленосфера	Контактний тиск, зіткнення з лопаткою	Шорсткість сферичної поверхні, рухомі частини	Пошкодження кісткової тканини, утворення металевих мікрочастинок
---	------------------------	---------------------------------------	---	--

Таблиця 3.6 – Реальні та нормативні небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1	Шорсткість	наявні	0.02 мкм
2	Тертя і тиск створене рухомими частинами	наявні	відсутні

Таблиця 3.7 – Заходи щодо забезпечення охорони праці

№	Група заходів з ОП	Засоби подолання небезпеки	Критерій ефективності / вибору
1	Технічні заходи	Підбір правильного розміру ендопротеза. Використання сплавів із низькою шорсткістю	Зниження контактного тиску та коефіцієнта тертя. Відсутність гострих крайок, ризику мікротріщин
2	Організаційні заходи	Інструкції з правильного позиціонування протеза	Мінімізація помилок персоналу під час імплантації
3	Режимні заходи	Інструктаж з інсталяції	Запобігання перегріву, деградації поверхонь та некоректного встановлення імплантата.
4	Експлуатаційні заходи	Візуальний огляд та перевірка індикаторів стерильності. Післяопераційний моніторинг пацієнта	Виявлення дефектів до імплантації
5	ЗІЗ	Не передбачено	-

3.3 Інструкції з техніки безпеки під час експлуатації проектного об'єкта.

Перед першим застосуванням пристрою наполегливо рекомендується ретельно ознайомитися з цією інструкцією. Користування без попереднього вивчення змісту документа категорично заборонене.

Цей розділ інструкції орієнтований на попередню перевірку протеза лікарем-ортопедом, самим пацієнтом або в ході планових обстежень. Перш ніж

розпочати експлуатацію ендопротеза плечового суглоба, слід впевнитися в його відповідності ключовим критеріям:

- протез має забезпечувати функціонування без викликання болю або дискомфорту;
- матеріали, з яких виготовлений пристрій, повинні бути біосумісними, не викликати алергії, бути стійкими до корозії та зносу в умовах природного тертя суглоба;
- поверхня протеза повинна мати мінімальну шорсткість для зниження тертя.

Експлуатація та застосування:

- маніпуляції з ендопротезом дозволено виконувати виключно кваліфікованим медичним фахівцем – ортопедам, які мають досвід у галузі ендопротезування плечового суглоба;
- пацієнт повинен пройти комплекс діагностичних процедур до хірургічного втручання;
- розмір протеза обирається індивідуально, з урахуванням анатомічних параметрів;
- перед використанням переконайтеся, що упаковка не має пошкоджень. Заборонено використовувати виріб, якщо упаковка розгерметизована або строк придатності минув. Після розкриття компонент необхідно одразу встановити, утилізувати або повторно стерилізувати;
- ретельно огляньте елемент протеза перед установкою – наявність навіть незначних дефектів є підставою для його відбракування.
- при виявленні несправностей або атипових реакцій після встановлення, слід негайно повідомити інженера з технічного обслуговування та за потреби провести заміну пошкодженої частини або всього протеза;
- усі маніпуляції повинні здійснюватися у стерильному середовищі. Медперсонал має бути в чистому спеціальному одязі та рукавичках;

- протез слід обробляти та встановлювати без використання сторонніх речовин, які не призначені для хірургічного втручання;
- відновлювальний період передбачає обов'язкову участь у фізіотерапевтичних заходах та лікувальній гімнастиці;
- призначені фізичні вправи мають виконуватися під наглядом фахівця;
- післяопераційний стан потребує регулярного контролю з боку лікаря-ортопеда.

Висновок до розділу 3

У цьому розділі проведено аналіз ризиків, пов'язаних із проєктуванням, виробництвом і практичним застосуванням реверсивного ендопротеза плечового суглоба. Особливу увагу приділено як біологічним, так і механічним загрозам, що можуть виникати на різних етапах життєвого циклу виробу. Найбільш суттєвими небезпеками виявлено мікробіологічне забруднення елементів протеза та їх потенційне механічне пошкодження.

З метою зниження вказаних ризиків сформовано низку рішень: технічні удосконалення, організаційні стандарти, регламенти експлуатації й вимоги до персоналу. Зокрема, впроваджено засоби забезпечення стерильності, знижено коефіцієнт тертя шляхом використання матеріалів із поліруванням і контрольованою мікрошорсткістю, а також налагоджено обов'язкову перевірку герметичності упаковки та навчання фахівців, які працюють із протезом. Усе це разом не лише мінімізує потенційні ускладнення, а й істотно підвищує загальний рівень безпеки для пацієнта та медичного персоналу, продовжуючи строк служби імплантата й покращуючи результати хірургічного втручання.

ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи проаналізовано актуальні наукові публікації та стандарти, унаслідок чого уточнено будову і біомеханіку плечового суглоба, типові силові навантаження і ключові причини передчасних відмов нинішніх реверсивних ендопротезів. Літературний пошук дозволив сформулювати медико-технічні вимоги до імплантата, обґрунтувати вибір реверсивної схеми як оптимальної за дефіциту ротаторної манжети та визначити перелік конструкційних матеріалів: титановий сплав Ti-6Al-4V, кобальто-хромовий Co-Cr-Mo, нікель-хром-молібденовий Ni-Cr-Mo та ультрависокомолекулярний поліетилен UHMWPE.

У середовищі SolidWorks створено параметризовані креслення гумерального стрижня, гленоїдної базис-пластини, гленосфери й поліетиленового вкладиша, після чого побудовано їхні 3D-моделі та зібрано повноцінний цифровий макет протеза. Для подальших розрахунків виконано експорт у SolidWorks Simulation, де згенеровано оптимізовану сітку і задано граничні умови, що імітують безцементну-фіксацію та імпульсні навантаження.

Результати базової FEM-оцінки показали, що при дії 15 кН максимальні еквівалентні напруження сягають 1356 МПа, а найбільший прогин гумерального стрижня – 10,9 мм. Проте усі три сплави залишались у межах пружного стану, хоча запас міцності для гіршого випадку (Ti-6Al-4V) не перевищував 3,8. На підставі цих даних запропоновано геометричну та топологічну оптимізацію: збільшення радіуса галтелі до 4 мм, корекцію шийкового кута до 130°, утворення порожнистої (гратчастої) серцевини стрижня та латералізацію гленосфери на +4 мм. Комплексний варіант знизив пікові напруження до ≈ 1030 МПа (-24 %), обмежив прогин до $\approx 8,9$ мм (-18 %) і скоротив масу металу на ≈ 12 %. Додатково це дало економічний ефект — орієнтовне зменшення витрат дорогого сплаву на 20 % і скорочення тривалості адитивної обробки.

У розділі охорони праці проаналізовано біологічні та механічні небезпеки, розроблено комплекс технічних, організаційних та експлуатаційних заходів безпеки й укладено інструкцію зі стерильного монтажу та післяопераційного нагляду. Запропонована конструкція відповідає біосумісним, корозійностійким вимогам та вимогам міцності і може розглядатись як конкурентоздатна основа для клінічного впровадження.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Shoulder. 2023 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536933/> Дата відвідування: 29.05.2025.
2. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Glenohumeral Joint. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537018/> Дата відвідування: 29.05.2025.
3. Травматичні пошкодження та захворювання плечового суглоба. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://tf-g.com.ua/blogs/travmatichni-poshkodzhennya-ta-zahvoryuvannya-plechovogo-sugloba.html> Дата відвідування: 29.05.2025.
4. Glenohumeral Joint Anatomy, Stabilizer and Biomechanics. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.orthobullets.com/shoulder-and-elbow/3032> Дата відвідування: 30.05.2025.
5. The Shoulder Joint – Structure and Movement. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://teachmeanatomy.info/upper-limb/joints/shoulder/> Дата відвідування: 29.05.2025.
6. Three-Dimensional Glenohumeral Contact Mechanics During Abduction. 2023 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2023.1193376/full> Дата відвідування: 01.06.2025.
7. Expected Range of Motion in Healthy Shoulders: A Systematic Review. 2022 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2022.04.012> Дата відвідування: 03.06.2025.

8. Scapulothoracic Motion After Reverse Shoulder Arthroplasty. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1016/j.jsrr.2024.01.007> Дата відвідування: 03.06.2025.
9. Deep-Learning-Based Prediction of Glenohumeral Joint Forces. 2023 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111742> Дата відвідування: 01.06.2025.
10. Erickson, B. J., Frank, R. M., Harris, J. D., et al. "The History of Shoulder Arthroplasty." In: Shoulder Arthroplasty: Principles and Practice. Springer, Cham, 2020: 3-14.
11. The evolution of shoulder arthroplasty: a history of innovation and progress. JSES Seminars in Arthroplasty 33.3 (2023): 247-256.
12. Anatomic and reverse total shoulder arthroplasty: A comparison of indications, techniques, and outcomes. Journal of Orthopaedics 41 (2023): 66-76.
13. Convertible (Platform) Shoulder Arthroplasty Systems. JBJS Rev. 7.10 (2019): e1.
14. Reverse shoulder arthroplasty: current concepts, results, and complications. EFORT Open Rev. 4.7 (2019): 480-490.
15. Cementless humeral head replacement for the treatment of osteonecrosis. 2007 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00595> Дата відвідування: 02.06.2025.
16. Planchard, P. M. SOLIDWORKS 2022 and Engineering Graphics: An Integrated Approach. SDC Publications, 2021.
17. SOLIDWORKS Simulation Overview, Part 1. 2018 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.digitalengineering247.com/article/solidworks-simulation-overview> Дата відвідування: 03.06.2025.
18. Reverse Shoulder Arthroplasty: History, Indications, Design Evolution, and Current Trends. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до

ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1048666624000582> Дата відвідування: 02.06.2025.

19. The modern reverse shoulder arthroplasty and an updated perspective. 2020 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7738599/> Дата відвідування: 03.06.2025.

20. A Patient's Guide to Shoulder Replacement Surgery. 2021 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://kingstonhsc.ca/sites/default/files/legacy/files/subsite-basic-page/patients_guide_to_shoulders_replacement_surgery-khsc-august2021-60p-final.pdf Дата відвідування: 03.06.2025.

21. Current Concepts in Humeral Component Design for Anatomic and Reverse Shoulder Arthroplasty. 2021 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.mdpi.com/2077-0383/10/21/5151> Дата відвідування: 03.06.2025.

22. Analysis of three different reverse shoulder arthroplasty designs for range of motion and muscle length: a computer simulation study. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-024-07312-5> Дата відвідування: 03.06.2025.

23. The Biomaterials of Total Shoulder Arthroplasty: Their Features, Function, and Effect on Outcomes. 2020 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.19.00212> Дата відвідування: 03.06.2025.

24. Endoprosthesis and prosthesis replacement of the shoulder joint - Expert interview with Prof. Lehmann. 2025 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.leading-medicine-guide.com/en/interview/endoprosthesis-shoulder-joint-prof-lehmann> Дата відвідування: 01.06.2025.

25. Metals and Minerals in Medical Implants. 2021 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.usgs.gov/publications/metals-and-minerals-medical-implants> Дата відвідування: 03.06.2025.
26. In vivo corrosion and damages in modular shoulder prostheses. 2020 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34539> Дата відвідування: 02.06.2025.
27. Huiskes, R., Weinans, H. Biomechanical aspects of hydroxylapatite coatings on femoral hip prostheses. In: Hydroxylapatite Coatings in Orthopedics Surgery. New York, 1993: 63-80.
28. Fabrication and Optimisation of Ti-6Al-4V Lattice-Structured Total Shoulder Implants Using Laser Additive Manufacturing. 2022 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.3390/ma15092998> Дата відвідування: 02.06.2025.
29. Knee Replacement Implants. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/knee-replacement-implants/> Дата відвідування: 03.06.2025.
30. Biocompatibility assessment of biomaterials used in orthopedic devices: An overview (Review). 2019 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.3892/etm.2019.7273> Дата відвідування: 02.06.2025.
31. Effect of vitamin E-enhanced highly cross-linked polyethylene on wear rate and particle debris in anatomic total shoulder arthroplasty: a biomechanical comparison to ultrahigh-molecular-weight polyethylene. 2024 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2023.11.016> Дата відвідування: 03.06.2025.
32. Meshing. 2021 – [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://help.solidworks.com/2021/english/SolidWorks/cworks/c_meshing.htm Дата відвідування: 03.06.2025