

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

**МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

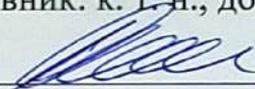
на тему:

**Розроблення 3D моделей великих артерій людини**

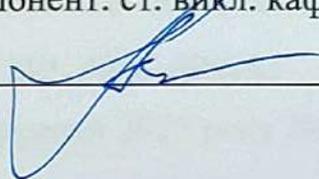
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-24м  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Мельніков І. О.

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

 Коваль Л. Г.

Опонент: ст. викл. каф. ІРТС

 Пастушенко О. Л.

**Допущено до захисту**

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

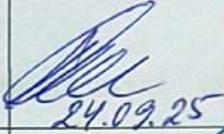
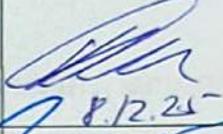
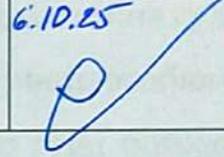
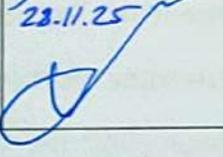
### ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Мельнікову Івану Олександровичу

1. Тема роботи: Розроблення 3D моделей великих артерій людини.  
Керівник роботи: Коваль Л. Г., канд. техн. наук, доцент  
затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.
3. Вихідні дані до роботи: анатомічні дані великих артерій людини (аорта, сонні, стегнові артерії); медичні зображення (КТ, МРТ, ангіографія); можливості 3D моделювання та візуалізації; науково-технічна, біомедична й медична література щодо будови та функцій артеріальної системи.
4. Зміст текстової частини: аналіз будови й функціональних особливостей великих артерій людини; огляд методів отримання та обробки медичних зображень; обґрунтування підходів до створення 3D моделей артеріальних структур; розроблення та побудова 3D моделей великих артерій; дослідження їх геометрії та можливостей застосування у медичному моделюванні, навчанні або хірургічному плануванні.

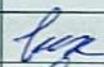
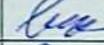
5. Перелік ілюстративного матеріалу: схеми будови великих артерій, приклади медичних зображень, етапи створення 3D моделі, фінальні 3D моделі артерій, візуалізація внутрішнього просвіту та геометричних особливостей.

6. Консультанти розділів роботи

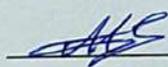
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г. к. т. н., зав. каф. БМІОЕС	 24.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 23.11.25

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

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

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

Здобувач



Іван МЕЛЬНІКОВ

Керівник роботи



Леонід КОВАЛЬ

## АНОТАЦІЯ

Мельніков І. О. Розроблення 3D моделей великих артерій людини : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 106 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 40 найм.; 22 рис.; 7 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі розглянуті сучасні методи отримання та обробки медичних зображень для моделювання судинної системи, а також проведено огляд анатомічних та морфологічних особливостей великих артерій людини. У другому розділі проаналізовано різні підходи до побудови тривимірних моделей артеріальних структур на основі даних КТ, МРТ та ангиографії, а також методи сегментації й реконструкції геометрії судин. У третьому розділі запропоновано методику створення 3D моделей великих артерій, обґрунтовано технічні рішення щодо вибору програмних засобів, способів візуалізації та обробки даних. Розроблено та досліджено 3D моделі окремих артеріальних сегментів з аналізом їх геометрії. У четвертому розділі оцінено можливості практичного використання отриманих моделей у навчанні, медичному плануванні та біомедичному моделюванні. Показано, що обрані методи та технології забезпечують високу точність реконструкції та інформативність створених моделей.

Ключові слова: 3D моделювання, анатомія артерій, реконструкція судин, медичні зображення, сегментація, КТ, МРТ, ангиографія.

## ABSTRACT

Melnikov I. O. Development of 3D models of human large arteries: master's qualification work in specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program "Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering". Vinnytsia: VNTU, 2025. 106 p.

In Ukrainian. Bibliography: 40 citations; 22 figures; 7 tables.

The master's qualification work considers modern methods of obtaining and processing medical images for modeling the vascular system, and also reviews the anatomical and morphological features of human large arteries. The second section analyzes various approaches to building three-dimensional models of arterial structures based on CT, MRI and angiography data, as well as methods of segmentation and reconstruction of vessel geometry. The third section proposes a methodology for creating 3D models of large arteries, substantiates technical solutions for the choice of software tools, visualization methods and data processing. 3D models of individual arterial segments are developed and investigated with an analysis of their geometry. The fourth section assesses the possibilities of practical use of the obtained models in education, medical planning and biomedical modeling. It is shown that the selected methods and technologies provide high reconstruction accuracy and informativeness of the created models.

**Keywords:** 3D modeling, arterial anatomy, vascular reconstruction, medical images, segmentation, CT, MRI, angiography.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	6
1 ТЕОРЕТИЧНИЙ ФУНДАМЕНТ ДОСЛІДЖЕННЯ .....	8
1.1 Розкриття проблем аортального стенозу .....	8
1.2 Комплексні підходи до лікування .....	18
1.3 Операційні засоби транскатетерної імплантації .....	22
1.4 Цифрові рішення для планування операції .....	31
1.5 Висновки до розділу 1 .....	31
2 СТВОРЕННЯ ТРИВИМІРНИХ МОДЕЛЕЙ.....	33
2.1 Відтворення 3D моделі кореня аорти.....	33
2.2 Оцінка геометрії та відповідності моделі до кореня аорти .....	38
2.3 Розробка моделі штучного клапана аортального клапана.....	33
2.4 Моделювання системи доставки штучного аортального клапана .....	38
2.5 Висновки до розділу 2 .....	43
3 РОЗТАШУВАННЯ ШТУЧНОГО КЛАПАНА.....	45
3.1 Симуляція проведення транскатетерної імплантації штучного аортального клапана .....	45
3.2 Висновки до розділу 3 .....	65
4 АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА КЛІНІЧНА ІНТЕРПРЕТАЦІЯ.....	45
4.1 Порівняння тривимірних моделей з клінічними даними.....	45
5. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....	67
5.1 Технологічний аудит результатів наукової роботи з розроблення 3D моделей великих артерій людини (в подальшому – розробки).....	67
5.2 Розрахунок витрат на виконання наукової роботи з розроблення 3D моделей великих артерій людини (в подальшому – розробки).....	70
5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок нашої розробки .....	74
ВИСНОВКИ.....	93
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	96

Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина .....	98
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки роботи .....	104

## ВСТУП

*Актуальність дослідження.* Актуальність дослідження, пов'язаного з розробленням 3D моделей великих артерій людини, обумовлена потребою у підвищенні точності діагностики, ефективності хірургічного планування та рівня персоналізованої медицини. Стан судинної системи відіграє ключову роль у здоров'ї людини, а патології великих артерій — таких як аорта чи сонні артерії — можуть призводити до тяжких ускладнень, включно з ішемією, інсультом та аневризмами. Традиційні методи візуалізації не завжди дозволяють повною мірою оцінити складну просторову структуру судин, що ускладнює точне планування медичних втручань.

Створення тривимірних моделей артерій забезпечує можливість детальної оцінки їх геометрії, форми, діаметра, кривизни та локальних звужень. Такі моделі дозволяють глибше аналізувати індивідуальні анатомічні особливості, оцінювати стан стінок судин, прогнозувати поведінку потоку крові та вибирати оптимальну тактику лікування. Це особливо важливо при роботі з пацієнтами, які мають складні судинні патології або потребують високоточних хірургічних втручань, наприклад протезування аорти, ангіопластику чи встановлення стентів.

Дослідження в цій галузі актуальні також у зв'язку з розвитком сучасних технологій, включаючи комп'ютерну томографію, магнітно-резонансну томографію, ангіографію та 3D-моделювання. Інтеграція цих методів дозволяє створювати максимально реалістичні та функціонально коректні моделі. Такі моделі можуть використовуватися не лише в діагностиці, а й у навчальних цілях, для дослідження гемодинаміки та у розробці нових медичних пристроїв. Таким чином, актуальність теми визначається необхідністю підвищення точності судинної візуалізації та впровадження сучасних цифрових технологій у медицину.

*Мета магістерської кваліфікаційної роботи* – розроблення та дослідження 3D моделей великих артерій людини на основі медичних зображень для подальшого використання у діагностиці, навчанні та біомедичному моделюванні.

*Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:*

- провести огляд сучасних методів візуалізації судин та технологій 3D-моделювання;
- виконати аналіз існуючих підходів до сегментації й реконструкції судин на основі КТ, МРТ і ангіографії;
- розробити методику побудови 3D моделей великих артерій людини;
- створити 3D модель артеріальних структур та провести її геометричне й функціональне дослідження.

*Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи:* процес тривимірної реконструкції великих артерій людини.

*Предмет магістерської кваліфікаційної роботи:* методи та засоби створення 3D моделей великих артерій людини.

*Методи дослідження:* аналітично-пошуковий метод; методи обробки медичних зображень; технології 3D реконструкції; CAD- та 3D-моделювання; методи сегментації; аналіз геометричних параметрів судин.

*Новизна одержаних результатів:*

У роботі удосконалено підхід до тривимірної реконструкції великих артерій людини шляхом використання комбінованих методів сегментації та сучасних інструментів 3D-моделювання. Запропоновано методику, що підвищує точність відтворення геометрії судин та покращує якість візуалізації для подальших медичних і наукових застосувань.

*Практичне значення одержаних результатів:* розроблені 3D моделі можуть бути використані у медичній практиці для планування операцій, у навчальному процесі для підготовки студентів і лікарів, а також у біомедичних дослідженнях, зокрема для моделювання гемодинаміки та тестування нових медичних виробів. Моделі легко адаптуються під індивідуальні анатомічні дані та можуть бути інтегровані у сучасні системи візуалізації.

## РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНИЙ ФУНДАМЕНТ ДОСЛІДЖЕННЯ

### 1.1 Розкриття проблем аортального стенозу

Стеноз аортального клапана є серйозним і потенційно небезпечним станом у кардіології, який суттєво впливає на роботу серцево-судинної системи. Він проявляється як патологічне звуження аортального клапана, що значно ускладнює нормальний кровотік із лівого шлуночка у висхідну аорту. У здоровому серці аортальний клапан функціонує як ефективний регулятор руху крові, забезпечуючи плавний і безперешкодний її потік під час систоли та діастоли. При стенозі ця гармонійна циркуляція порушується: клапан стає обмежуючим бар'єром, що підвищує опір току крові, збільшує навантаження на серце та сприяє розвитку компенсаторних механізмів, таких як гіпертрофія лівого шлуночка.

Стан аортального стенозу характеризується поступовим звуженням отвору клапана через фіброзні зміни та кальцифікацію його стулок. Це призводить до порушення ефективності серцевих скорочень, зниження об'єму серцевого викиду та підвищення градієнта тиску між лівим шлуночком і аортою. У практичному сенсі це проявляється як зниження переносимості фізичних навантажень, задишка, стенокардія та інші симптоми серцевої недостатності, що істотно впливає на якість життя пацієнта.

Таким чином, стеноз аортального клапана не є лише локальною проблемою клапана, а справжнім викликом для всієї серцево-судинної системи, що потребує ранньої діагностики та своєчасного втручання для запобігання серйозним ускладненням.

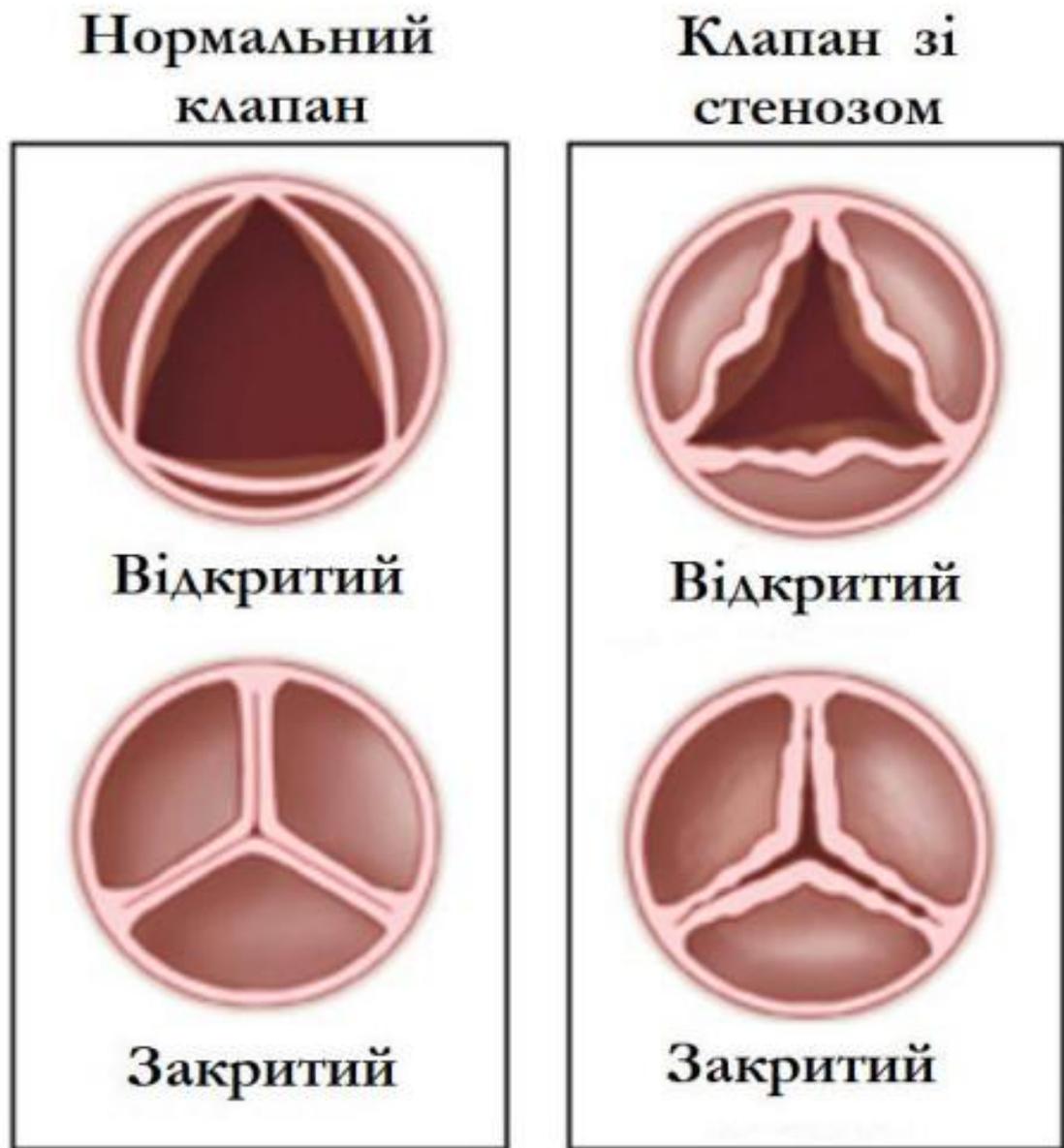


Рисунок 1.1 — Різниця між клапаном здоровим та зі стенозом[1]

Патогенез стенозу аортального клапана являє собою складний та багатоступеневий процес, на який впливає низка різноманітних факторів. Серед них ключове значення мають вікові зміни, вроджені аномалії серця, такі як відмінності у кількості стулок клапана, а також імунно-запальні реакції, наприклад, унаслідок ревматичної лихоманки. Ці фактори виступають тригерами, які ініціюють каскад молекулярних та клітинних процесів у тканинах аортального клапана.

У результаті цих змін починається поступове звуження отвору клапана, що обмежує нормальний потік крові з лівого шлуночка в аорту. Одним із

характерних проявів стенозу є кальцифікація стулок клапана — надмірне накопичення солей кальцію в його тканинах. Цей процес не лише знижує гнучкість стулок, а й створює додатковий опір для кровотоку, що значно ускладнює роботу серця та підвищує навантаження на лівий шлуночок.

Таким чином, стеноз аортального клапана — це не просто локальне ураження клапана, а системне серцево-судинне порушення, яке розвивається під впливом комбінованих факторів і має серйозні наслідки для гемодинаміки, функціональної здатності серця та загального стану організму. Розуміння цих механізмів є ключовим для ранньої діагностики, прогнозування прогресування хвороби та вибору оптимальної стратегії лікування.



Рисунок 1.2 — Різні ступені стенозу [3]

Кальцифікація аортального клапана є прогресуючим і дегенеративним процесом у серцево-судинній системі, який характеризується патологічним відкладенням кальцію на стулках клапана. Цей процес поступово змінює структурну цілісність аортального клапана, викликаючи низку фізіологічних і гемодинамічних порушень, що безпосередньо впливають на роботу серця та загальний стан пацієнта.

На молекулярному та клітинному рівні кальцифікація починається з порушення гомеостазу тканин клапана. Запальні процеси, що часто виникають через атеросклероз або інші хронічні запальні стани, створюють сприятливе середовище для мінералізації. У відповідь на ці фактори гладкі м'язові клітини клапана можуть зазнавати остеогенної трансформації, набуваючи характеристик

кісткоутворюючих клітин. Ці клітини продукують спеціалізовані матричні везикули, які служать центрами ініціації кристалів фосфату кальцію, поступово формуючи щільні кальцифікати у тканинах стулок.

З плином часу, через накопичення кальцію, раніше еластичні та гнучкі стулки клапана втрачають свою рухливість, стають жорсткими та не здатними повноцінно відкриватися і закриватися. Це призводить до підвищення опору кровотоку через клапан, що, у свою чергу, збільшує градієнт тиску між лівим шлуночком і аортою. У відповідь на додаткове навантаження серце починає компенсаторні адаптації, які включають гіпертрофію лівого шлуночка, що у подальшому може прогресувати до серцевої недостатності.

Пацієнти з кальцифікацією аортального клапана часто скаржаться на задишку, болі в грудях, швидку стомлюваність, головний біль або запаморочення, що суттєво обмежує їхню повсякденну активність і знижує якість життя. Нелікований важкий стеноз, який є частим наслідком тривалої кальцифікації, асоціюється з високою смертністю, особливо при відстроченому або відсутньому лікуванні.

За даними Національного інституту серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова, в Україні за останні п'ять років спостерігається щорічне зростання кількості мініінвазивних операцій на серцевих клапанах приблизно на 15%. Так, у 2022 році було проведено 1 500 таких втручань, що становить близько 40% усіх операцій на клапанах серця за цей період. Цей факт підкреслює важливість високої точності та спеціалізованих навичок для проведення сучасних мініінвазивних процедур.

У цьому контексті тривимірні моделі серця та клапанів набувають ключового значення. Вони дозволяють хірургам детально вивчати анатомічні особливості серця, планувати операційні підходи та розробляти стратегії уникнення ускладнень. Візуалізація у 3D дає змогу передбачити можливі проблеми під час втручання і підвищити безпеку операцій.

Своєчасне лікування кальцифікації аортального клапана є критично важливим. Без нього пацієнти піддаються підвищеному ризику серцевих

ускладнень, таких як тромбоемболічні події, інфекційний ендокардит та інші каскадні проблеми, що додатково погіршують стан серцево-судинної системи і скорочують очікувану тривалість життя. Таким чином, раннє втручання та використання сучасних методів хірургії, включаючи мініінвазивні та тривимірні підходи, є ключовим елементом у збереженні функціональності серця та покращенні якості життя пацієнтів.

## 1.2 Комплексні підходи до лікування

У комплексному лікуванні стенозу аортального клапана медикаментозні та фармакологічні підходи виконують допоміжну, а не основну роль. Вони спрямовані передусім на полегшення симптомів, корекцію супутніх факторів ризику та підтримку функціонування серцево-судинної системи, проте не здатні забезпечити повне усунення структурних порушень клапана при тяжких формах захворювання. До таких допоміжних заходів належать модифікація способу життя, дотримання здорової для серця дієти, регулярна фізична активність, точне виконання призначень лікаря та відмова від куріння. Регулярне спостереження, включаючи ехокардіографію, лабораторні дослідження крові та інші діагностичні обстеження, дозволяє своєчасно оцінювати стан пацієнта та коригувати терапевтичні або профілактичні заходи. Хоча ці рекомендації не усувають патологію аортального клапана, вони здатні уповільнити прогресування стенозу, зменшити прояви симптомів і підвищити якість життя пацієнта.

Окрім фармакотерапії та корекції способу життя, сучасна кардіохірургія пропонує низку оперативних втручань, які є ключовими елементами у лікуванні аортального стенозу. Ці процедури спрямовані на усунення анатомічних аномалій клапана, відновлення нормального кровотоку та зменшення навантаження на серцевий м'яз. До основних методів відносять:

1. Транскатетерна імплантація аортального клапана (ТІАК, ТАВІ) — це мінімально інвазивна технологія, при якій протезний клапан доставляється через

катетер, зазвичай через стегнову артерію, без необхідності відкритого втручання на серці. Такий підхід дозволяє значно скоротити тривалість перебування пацієнта у стаціонарі, зменшити післяопераційні ускладнення та прискорити відновлення [17].

2. Хірургічна заміна аортального клапана (ХЗАК) — класична операція на відкритому серці, під час якої видаляється уражений клапан та встановлюється механічний або біологічний протез. Незважаючи на високу ефективність, процедура супроводжується більш тривалим відновлювальним періодом і більшим ризиком ускладнень у порівнянні з мінімально інвазивними підходами [18].

3. Балонна вальвулопластика — метод, що полягає у введенні катетера з балоном у звужений аортальний клапан та його розширенні шляхом надування. Хоча процедура здатна тимчасово полегшити симптоми та покращити кровотік, її ефективність у довгостроковій перспективі обмежена, і часто потрібне додаткове втручання [19].

Вибір конкретного лікувального підходу залежить від тяжкості стенозу, морфології аортального клапана, наявності супутніх серцево-судинних патологій, віку та загального стану пацієнта. Таким чином, сучасні терапевтичні та хірургічні стратегії дозволяють індивідуально підходити до кожного пацієнта, забезпечуючи оптимальне поєднання безпеки, ефективності та мінімальної інвазивності втручання.

### 1.2.1 Транскатетерна імплантація аортального клапану

Транскатетерна імплантація аортального клапана (ТІАК) сьогодні розглядається як ключова стратегія у лікуванні аортального стенозу, закладаючи новий фундамент у підходах до серцево-судинної хірургії. Ця мінімально інвазивна процедура радикально змінює традиційну парадигму відкритих операцій на серці, забезпечуючи сучасну альтернативу класичній хірургії. Основна мета ТІАК полягає у точній доставці та надійному розгортанні

протезного клапана у зоні ураженого аортального клапана за допомогою катетера, який зазвичай вводиться через стегнову артерію.

Завдяки високій точності та контрольованій доставці, процедура дозволяє ефективно замінити уражений клапан, не вдаючись до повноцінної відкритої операції, що значно знижує хірургічне навантаження на організм пацієнта. Особливо цінним цей підхід є для осіб із високим хірургічним ризиком або тих, хто не може перенести традиційну операцію на відкритому серці через супутні захворювання або загальний стан здоров'я.

ТІАК не лише відкриває нові горизонти в лікуванні аортального стенозу, але й суттєво полегшує реабілітаційний період, скорочуючи час перебування пацієнта у стаціонарі та зменшуючи ймовірність післяопераційних ускладнень. Таким чином, ця інноваційна технологія стає вагомим інструментом у сучасній кардіохірургії, пропонуючи високоефективне, безпечне та адаптоване до індивідуальних потреб пацієнта рішення [20].

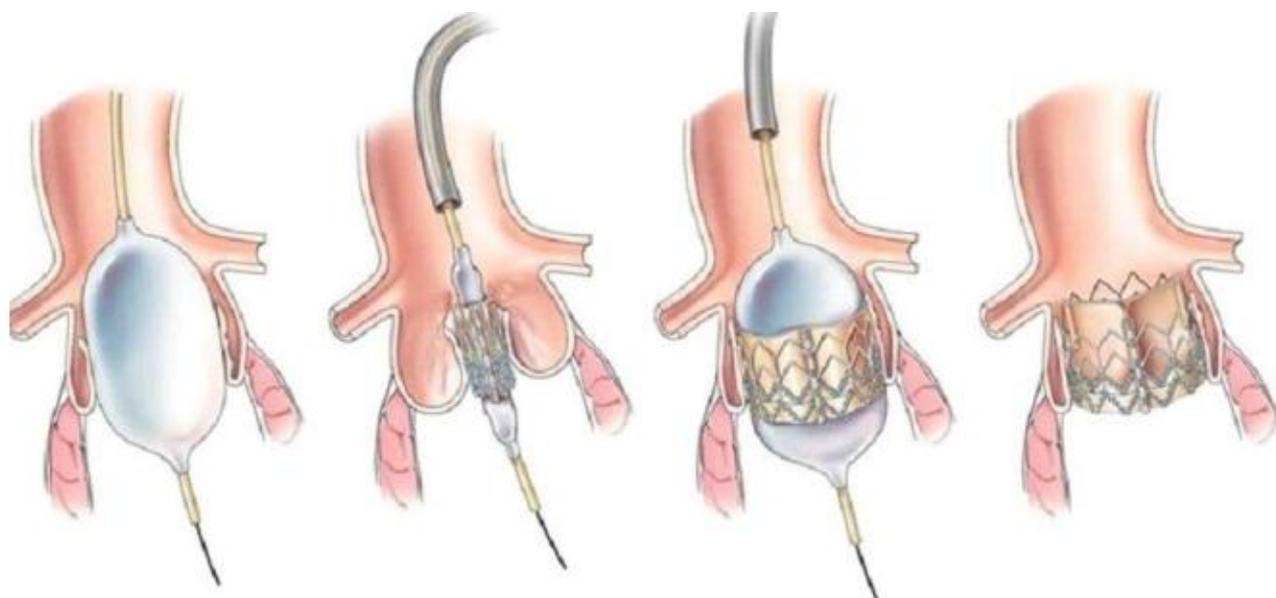


Рисунок 1.3 — Порядок проведення процедури [20]

Етапи проведення транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК)

## 1. Попереднє планування процедури

Успіх ТІАК значною мірою залежить від ретельного попереднього планування, яке формує фундамент для подальших дій під час втручання. На цьому етапі проводиться комплексна оцінка стану здоров'я пацієнта, враховуються наявні супутні захворювання, а також індивідуальні анатомічні особливості серця та аорти. Використання передових методів медичної візуалізації, таких як комп'ютерна томографія (КТ) та черезстравохідна ехокардіографія (ЧЕхоКГ), дозволяє отримати докладне уявлення про форму, розміри та стан аортального клапана, а також оцінити кореневу структуру аорти. Ці дані є критично важливими для визначення оптимального типу та розміру протезного клапана, а також для планування його точного розташування під час операції [21].

## 2. Введення катетера та навігація до місця імплантації

Процедура ТІАК починається з доступу до стегнової артерії, який зазвичай здійснюють через шкіру. Через цей доступ вводять провідник, який слугує навігаційним орієнтиром і забезпечує контрольований рух катетера до зони ураженого аортального клапана. У деяких випадках перед безпосереднім розгортанням протезного клапана проводять балонну вальвулопластику, яка тимчасово розширює звужений аортальний клапан, полегшуючи подальше встановлення та стабільне функціонування штучного клапана [22].

## 3. Розгортання протезного клапана

Ключовим етапом ТІАК є точне розміщення та розгортання штучного клапана. Катетер, який транспортує стиснутий клапан, просувається до цільової анатомічної зони. Після досягнення оптимальної позиції проводиться контрольоване розширення балона, що забезпечує надійну фіксацію клапана та його правильну функціональність. Підтвердження коректного розташування здійснюють за допомогою сучасних методів візуалізації, таких як рентгенівські знімки або ехокардіографія, щоб гарантувати ефективну роботу імплантованого клапана в нативному аортальному кільці [23].

## 4. Верифікація функціональності та гемодинаміки

Після встановлення клапана обов'язково проводиться оцінка гемодинамічних

показників у режимі реального часу. Це дозволяє перевірити, наскільки ефективно імплантований клапан регулює кровотік, та оцінити загальний стан серцево-судинної системи. Для мінімізації ризику кровотечі застосовують закриваючі пристрої на місці доступу до стегнової артерії. Постпроцедурна візуалізація, переважно з використанням ехокардіографії, дає змогу всебічно оцінити ефективність втручання та виявити можливі ускладнення, що можуть вимагати додаткового втручання [24].

5. Післяопераційний догляд та реабілітація

Пацієнтів після ТІАК переводять у відділення інтенсивної терапії для ретельного моніторингу їхнього стану. Однією з ключових складових післяопераційного догляду є антитромботична терапія, що запобігає утворенню тромбів на нововстановленому клапані. Ранній початок реабілітаційних заходів та мобілізації пацієнта сприяє швидшому та більш безпечному відновленню. Подальше спостереження включає регулярні візуалізаційні обстеження, які дозволяють оцінити довговічність та функціональність імплантованого клапана.

Переваги та обмеження ТІАК

Серед головних переваг ТІАК виділяють її мінімально інвазивний характер, скорочений відновлювальний період та придатність для пацієнтів із високим хірургічним ризиком. Разом із тим існують потенційні ускладнення, зокрема судинні травми, параклапанні витоки, а також ризики, пов'язані з певними групами пацієнтів. Основні небезпеки включають кровотечу, інфекційні процеси та інсульт [25,26]. Крім того, однією з найпоширеніших помилок є неправильне розташування клапана, що підкреслює критичну важливість детального планування та акуратного виконання процедури [27].

### 1.2.2 Некоректне розташування штучного клапану

Значення ретельного планування та ризику неправильного розташування клапана під час ТІАК

Одним із ключових етапів транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК) є ретельне попереднє планування процедури. Саме на цьому етапі здійснюється точна анатомічна оцінка, яка визначає оптимальне положення протезного клапана в структурі кореня аорти та нативного аортального кільця. Однак, незважаючи на сучасні методи візуалізації та підготовки, одним із найсерйозніших потенційних ризиків є неправильне розташування клапана [28].

Неправильне позиціонування може виникати через цілий комплекс факторів. Серед них особливе значення мають:

1. Помилки у трактуванні медичних зображень  
Хоча сучасні методи, такі як комп'ютерна томографія та ехокардіографія, дозволяють отримати детальні дані про анатомію серця, інтерпретація цих зображень може містити елемент суб'єктивності. Індивідуальні особливості пацієнта, варіації розмірів та форми аортального клапана, наявність кальцифікатів або обмежена роздільна здатність зображень можуть ускладнити точне визначення цільового положення для імплантації.

2. Прорахунки у виборі розміру клапана  
Вибір оптимального розміру протезного клапана є критично важливим для його правильного функціонування. Помилки в розрахунках розміру, викликані неточними вимірюваннями або відсутністю стандартизованих методик оцінки, можуть призвести до встановлення клапана, який є або надто великим, або надто малим для конкретної анатомії пацієнта. Таке відхилення здатне ускладнити розгортання клапана, погіршити його фіксацію та знизити ефективність втручання.

3. Анатомічні варіації  
Складність анатомії аортального клапана, включаючи різницю в геометрії кореня аорти та розташування стулок, може ускладнювати планування процедури. Ігнорування цих варіацій підвищує ймовірність неправильного встановлення протезу, що негативно впливає на функціональність клапана та результати операції.

Можливі ускладнення через неправильне розташування клапана

### 1. Параклапанні витоки

Якщо протез встановлено некоректно, між ним і нативним аортальним кільцем можуть утворюватися щілини, через які кров повертається у серце. Це призводить до регургітації, знижує гемодинамічну ефективність процедури і може викликати нестабільність у роботі серця.

### 2. Порушення функціональності клапана

Неправильне розташування обмежує здатність клапана ефективно відкриватися та закриватися, що може призвести до неповного полегшення стенозу та потреби в додаткових корекційних втручаннях.

### 3. Підвищений ризик серйозних ускладнень

Помилкове розташування підвищує ймовірність пошкодження навколишніх структур, емболізації протезу або необхідності екстреного хірургічного втручання для виправлення ситуації.

#### Стратегії мінімізації ризику

Щоб знизити ймовірність критичних помилок, застосовують комплексний підхід, який поєднує технологічні інновації та стандартизовані протоколи планування. Серед ефективних заходів виділяють використання передових методів тривимірної візуалізації з високою роздільною здатністю, які забезпечують точну оцінку анатомічних особливостей пацієнта. Такі технології дозволяють детально визначити місце імплантації клапана та врахувати індивідуальні анатомічні варіації, що значно зменшує ймовірність неправильного позиціонування [31].

Ретельне врахування зазначених факторів підвищує безпеку та ефективність ТІАК, забезпечуючи оптимальні результати втручання та мінімізуючи ризики ускладнень.

### 1.3 Операційні засоби транскатетерної імплантації

#### Інструментарій та типи клапанів у процедурах ТІАК

Процедури транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК) передбачають використання широкого спектру спеціалізованих інструментів [32]. До цього набору входять діагностичні засоби, пристрої для герметизації доступу та передові інструменти для візуалізації та контролю процесу. Однак у межах даного дослідження основна увага зосереджена на тих інструментах, які безпосередньо взаємодіють із системою доставки та штучними клапанами, адже саме вони визначають точність і ефективність імплантації.

#### Направляючі дроти та катетери

Направляючі дроти є ключовими елементами ТІАК, які забезпечують безпечне та точне просування катетера через складну судинну систему до цільового аортального кільця. Вони виготовляються із різних матеріалів, що забезпечують оптимальну гнучкість та міцність, і часто мають гідрофільне покриття для зменшення тертя під час проходження судинами. Такі дроти не лише направляють катетер, але й створюють стабільну основу для доставки протезного клапана, забезпечуючи контрольоване позиціонування у кільці аорти [33].

Катетери виступають основним інструментом для введення та транспортування протезів. Вони включають різні типи: балонні катетери для підготовки та розширення звуженого клапана, оболонки для доставки клапанів та інші модифікації, що забезпечують безпечну та стратегічно контрольовану імплантацію [34]. Взаємодія між направляючим дротом і катетером дозволяє максимально точно розмістити протез у правильній анатомічній позиції, зменшуючи ризики ускладнень.

#### Типи штучних клапанів

Сучасні штучні клапани для ТІАК розроблені з урахуванням анатомічних особливостей пацієнтів та варіацій кореня аорти [35]. Основні категорії включають:

1. Механічні клапани — відзначаються високою міцністю та тривалістю експлуатації, виготовляються з матеріалів, таких як піролітичний

вуглець або титанові сплави. Вони забезпечують довготривалу функцію, проте потребують постійної антикоагулянтної терапії через ризик тромбоутворення.

2. Стентовані свинячі клапани — поєднують біосумісність тканини свиней із структурою стента для підтримки та довговічності. Вони забезпечують оптимальний баланс між природним відчуттям тканини та механічною стабільністю.

3. Свинячі клапани без стента — відзначаються покращеними гемодинамічними показниками та збереженням природної гнучкості стулок, що робить їх особливо придатними для пацієнтів, які потребують максимально природної заміни клапана.

4. Безшовні клапани — мінімізують необхідність у швах, що скорочує час проведення операції та знижує ризик ускладнень, особливо у пацієнтів із супутніми патологіями або потребою швидкого втручання.

5. Стентовані перикардіальні клапани — поєднують міцність стента із функціональністю перикардіальної тканини, забезпечуючи ефективність гемодинаміки та довговічність. Цей тип підходить пацієнтам, які потребують надійного та тривалого рішення.

6. Перикардіальні клапани без стента — зосереджені на відтворенні природної анатомії та оптимальній функції клапана. Відсутність стента забезпечує максимальну гнучкість і чудові гемодинамічні характеристики, що особливо важливо для пацієнтів, яким необхідна максимально природна заміна клапана.

Таким чином, вибір конкретного типу клапана та інструментів доставки визначається не лише анатомічними особливостями пацієнта, але й стратегічними цілями процедури, що включають точність розміщення, довговічність імплантата та мінімізацію ризиків ускладнень. Детальний аналіз інструментарію та типів протезів є ключовим етапом у забезпеченні успішного виконання ТІАК.



Рисунок 1.4 — Різноманіття клапанів [35]

Кожен із різновидів протезів аортального клапана характеризується унікальним набором переваг, обмежень та специфічних властивостей, що робить його придатним для певних клінічних ситуацій. Ці характеристики визначають не лише механічну та гемодинамічну ефективність клапана, але й впливають на вибір конкретного підходу до його імплантації в умовах транскатетерної процедури. Таким чином, підбір протеза є високоспеціалізованим і індивідуально адаптованим процесом, що враховує анатомічні особливості пацієнта, стан кореня аорти, тип та тяжкість аортального стенозу, а також потенційні ризики ускладнень. Кожен протез виступає інструментом, який оптимізує баланс між тривалістю функціонування, природною гемодинамікою та мінімізацією процедурних ризиків, забезпечуючи максимально ефективну та безпечну заміну клапана у складному клінічному контексті ТІАК.

#### 1.4 Цифрові рішення для планування операції

Цифрове планування операцій транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК) є ключовим етапом сучасної кардіохірургії, що ґрунтується на використанні передових цифрових технологій. Основна мета цього підходу полягає у максимальному підвищенні точності хірургічних втручань, поліпшенні візуалізації анатомічних структур пацієнта та забезпеченні адаптації процедур до індивідуальних особливостей серцево-судинної системи. Інтеграція тривимірного моделювання з обчислювальними методами дозволяє лікарям детально аналізувати та прораховувати стратегії розгортання протезів клапанів, що значно підвищує ефективність та безпеку операцій.

Одним із найважливіших елементів цифрового планування є створення індивідуальних анатомічних моделей пацієнта на основі даних медичних зображень, таких як комп'ютерна томографія або ехокардіографія. Ці моделі забезпечують детальне та точне представлення кореня аорти, дозволяючи фахівцям обґрунтовано визначати оптимальні розміри та розташування протезного клапана. Завдяки обчислювальному моделюванню можливо передбачати різні сценарії розгортання клапанів, оцінювати потенційні проблеми та наперед розробляти шляхи їх вирішення. Таким чином, цифрове планування стає ефективним інструментом для зменшення ризиків та підвищення точності процедур.

У сучасній кардіохірургії впровадження цифрового планування підтримується низкою програмних рішень, кожне з яких надає унікальні можливості для моделювання та планування:

1. Mimics від Materialise – це програмне забезпечення вважається одним із лідерів у сфері планування ТІАК. Воно надає широкі можливості тривимірного моделювання та комплексного планування операцій, дозволяючи створювати високоточні реконструкції анатомії пацієнта. Mimics забезпечує детальну візуалізацію кореня аорти та інших структур серця, що підвищує точність визначення розміру і позиції протезного клапана та сприяє підвищенню ефективності процедурних результатів.

2. IntelliSpace Portal від Philips, інтегрований з модулем HeartNavigator, поєднує тривимірне моделювання з інноваційними методами віртуальної реальності. Це дозволяє медичному персоналу отримати інтерактивне уявлення про анатомію пацієнта та забезпечує узгодження з даними в реальному часі, що значно підвищує точність планування та прийняття рішень у ході підготовки до ТІАК.

3. Vida від Boston Scientific – програмне забезпечення, яке дозволяє повністю інтегрувати різні методи медичної візуалізації, надаючи хірургам можливість оцінювати анатомію пацієнта з високою точністю. Система забезпечує підтримку навігації в режимі реального часу, що дозволяє більш ефективно планувати розгортання протезного клапана та зменшувати ризики ускладнень.

Однією з найскладніших проблем цифрового планування є забезпечення бездоганної сумісності та інтеграції обраного програмного забезпечення з існуючими лікарняними системами та робочими процесами. Досягнення оптимальної взаємодії між різними методами візуалізації та цифровими платформами вимагає ретельного планування та високого рівня координації. Тільки завдяки такому підходу можна мінімізувати ризики помилок на етапі планування та забезпечити максимально ефективно та безпечно проведення операцій ТІАК.

Цифрове планування, таким чином, не лише підвищує точність і безпеку процедур, але й дозволяє лікарям більш детально оцінювати анатомію пацієнта, прогнозувати можливі ускладнення та обирати оптимальні стратегії втручання, що особливо важливо для пацієнтів із складними анатомічними варіаціями або високим ризиком оперативного втручання.

## Висновки до розділу 1

У першому розділі «Теоретичний фундамент дослідження» проведено детальний аналіз основних аспектів аортального стенозу. Окреслено проблемні

моменти, пов'язані з цією патологією, та підкреслено їх значення в сучасній кардіохірургічній практиці.

Розділ присвячено комплексним методам лікування, зокрема транскатетерній імплантації аортального клапана, а також розглянуто питання некоректного розташування штучного клапана. Проаналізовано виклики та складнощі, що виникають при втручанні в ці зони серця.

Особлива увага приділена операційним засобам, які використовуються під час ТІАК, та ролі цифрових технологій у плануванні процедур. Запропоновано огляд сучасних методів і технологій, здатних підвищити ефективність та безпеку хірургічних втручань.

У висновках розділу акцентовано важливість зазначених аспектів для дослідження та обґрунтовано перспективи застосування технологічних рішень для оптимізації та вдосконалення хірургічних підходів у лікуванні аортального стенозу.

## РОЗДІЛ 2 СТВОРЕННЯ ТРИВИМІРНИХ МОДЕЛЕЙ

### 2.1 Відтворення 3D моделі кореня аорти

Для оцінки точності розташування штучного аортального клапана та його відповідності морфофункціональним характеристикам кореня аорти надзвичайно важливо мати достовірні дані про анатомію досліджуваної ділянки серця. Ці дані отримують шляхом сегментації та тривимірного моделювання відповідних анатомічних структур, що дозволяє створити детальну цифрову модель, яка максимально точно відображає форму, розміри та взаємне розташування структур серця.

На початковому етапі об'єктом дослідження виступають цифрові медичні зображення грудної клітки, представлені у вигляді серії напівтонових сканів. У даному випадку використано 355 знімків у форматі DICOM, отриманих за допомогою комп'ютерної томографії (CorCTA-C) без застосування контрастної речовини. Такий обсяг зображень дозволяє отримати високу деталізацію анатомічних структур та забезпечує точну основу для подальшої сегментації і тривимірної реконструкції.

На рис. 2.1.1 наочно демонструється наявність помірного аортального стенозу, який проявляється кальцифікацією стулок клапана. Ця кальцифікація викликає значне обмеження рухливості стулок при їх відкритті та закритті, що безпосередньо впливає на гемодинаміку та ефективність роботи серця. Детальне тривимірне моделювання дозволяє не лише візуалізувати ступінь стенозу та розташування кальцифікатів, а й оцінити просторові взаємини між стулками, коренем аорти та прилеглими анатомічними структурами.

Таким чином, сегментація та створення 3D-моделей є ключовими кроками для планування оптимального розміщення штучного клапана. Вони забезпечують можливість точного визначення розмірів протезу, його орієнтації та позиціонування у корені аорти, що особливо важливо для зменшення ризику параклапанних витоків, підвищення гемодинамічної ефективності та

довгострокової функціональності імплантату. Крім того, використання тривимірних моделей дозволяє хірургам прогнозувати потенційні складності операції та підготувати стратегію для уникнення ускладнень, що підвищує загальну безпеку та ефективність процедури ТІАК.

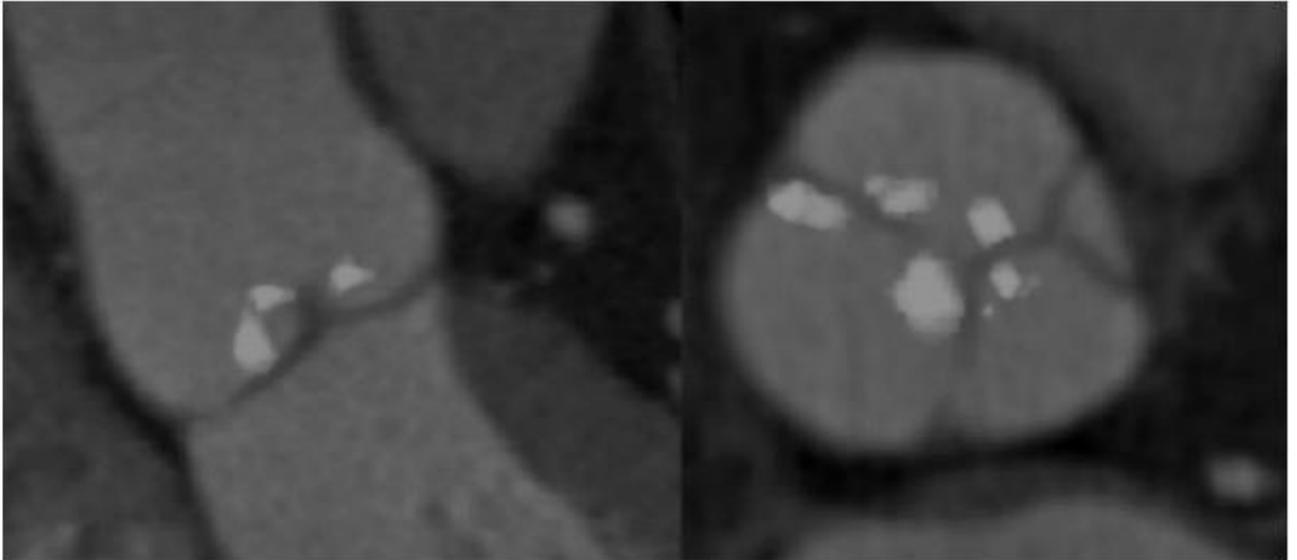


Рисунок 2.1.1— DICOM зображення клапана з кальцинозом

Для детального аналізу медичних зображень у процесі підготовки до тривимірного моделювання застосовується метод контрастного поділу «чорне-біле», який дозволяє виділяти ділянки зображення за інтенсивністю сигналу. Такий підхід дає змогу ідентифікувати області з різним рівнем кальцифікації стулок аортального клапана та інших анатомічних структур серця. Завдяки встановленому пороговому значенню можна точно відокремити кальцифіковані зони від навколишніх тканин, що є критично важливим для подальшого планування встановлення штучного клапана та оцінки його функціональної відповідності.

Сегментація здійснюється із застосуванням програмного забезпечення «3D Slicer», яке надає широкий спектр інструментів для обробки медичних зображень. Для підвищення точності та спрощення обробки даних було визначено регіон інтересу (ROI), після чого обрізано зайві ділянки знімків, залишивши лише ключові анатомічні структури: висхідну аорту та її корінь, а

також частину лівого шлуночка. Цей підхід дозволяє оптимізувати процес сегментації, зменшуючи обсяг оброблюваних даних та підвищуючи швидкість і точність виділення структур.

Для відтворення анатомії серця використовувалися такі інструменти, як «Region Growing Tool», який автоматично сегментує області на основі характеристик пікселів або вокселів, наприклад, яскравості та контрасту, а також «Threshold Tool», що дозволяє виділяти ділянки, які перевищують певний поріг інтенсивності. У цьому дослідженні для маски оболонки аорти, її кореня та лівого шлуночка були вибрані вокселі з значенням Хаунсфілда від 161 до 239, а для кальцифікованих ділянок стулок аортального клапана — значення понад 690.

Використання таких інструментів і порогових значень дозволяє створити точну 3D-модель серцевих структур із виділенням кальцифікованих зон, що забезпечує надійну основу для подальшого моделювання та планування транскатетерної імплантації аортального клапана. Ретельне відокремлення анатомічних областей сприяє високій достовірності моделей і дозволяє хірургам прогнозувати можливі труднощі під час втручання, оцінити ризики та підготувати оптимальну стратегію операції.

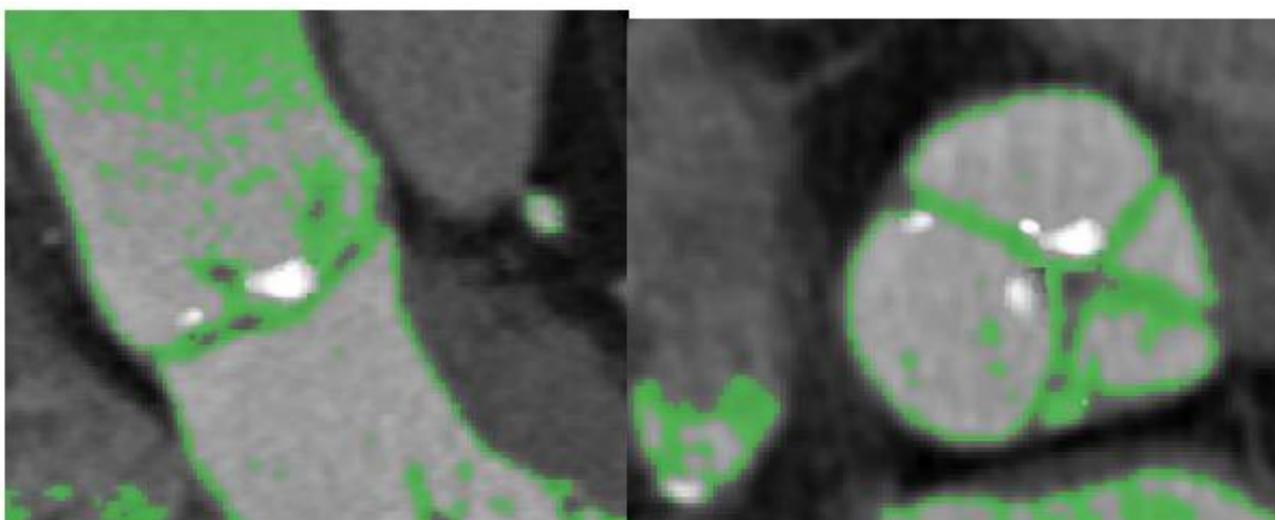


Рисунок 2.1.2 — Порогове значення трешхолду для сегментації

У результаті проведеної сегментації та 3D-моделювання було отримано детальні тривимірні моделі анатомічних структур, представлені на рисунку 2.1.3. Ці моделі надають наочне та науково точне уявлення про морфологію серцевих елементів, що має критичне значення для планування процедур транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК).

Зокрема, виділено такі ключові компоненти:

1. Оболонка висхідної аорти та кореня аорти з початковим відділом лівого шлуночка. Для покращення візуалізації ці структури моделювались із умовною товщиною та відображені червоним кольором. Вони дозволяють оцінити форму та розміри кореня аорти, простежити взаємне розташування аорти та лівого шлуночка, що є важливим для точного позиціонування протезного клапана.

2. Зони асиметричного кальцинозу на стулках клапана відображені сірим кольором. Цей компонент моделі дозволяє чітко окреслити ділянки кальцифікації, які обмежують рухливість стулок та впливають на гемодинаміку. Візуалізація цих областей є критичною для визначення потенційних труднощів під час розгортання протезного клапана і запобігання параклапанним витокам.

3. Зімкнуті стулки аортального клапана під час діастоли. У моделі праву стулку (R) виділено блакитним кольором, ліву стулку (L) — жовтим, а некореніальну (N) — зеленим. Для наочності вони мають умовну товщину, що дозволяє легко відрізнити стулки та оцінити їх взаємне розташування. Така деталізація забезпечує точне відтворення механіки клапана та допомагає планувати імплантацію з урахуванням морфофункціональних особливостей кожної стулки.

Загалом, отримані 3D-моделі забезпечують комплексне та інтуїтивне уявлення про анатомічні особливості серцево-судинної системи, дозволяють точно оцінювати співвідношення між кальцифікованими ділянками та здоровими структурами, а також створюють основу для цифрового планування процедур ТІАК із високим ступенем персоналізації втручання. Це робить процес підготовки до операції більш передбачуваним та безпечним, знижуючи ризики ускладнень і підвищуючи ефективність хірургічного втручання.

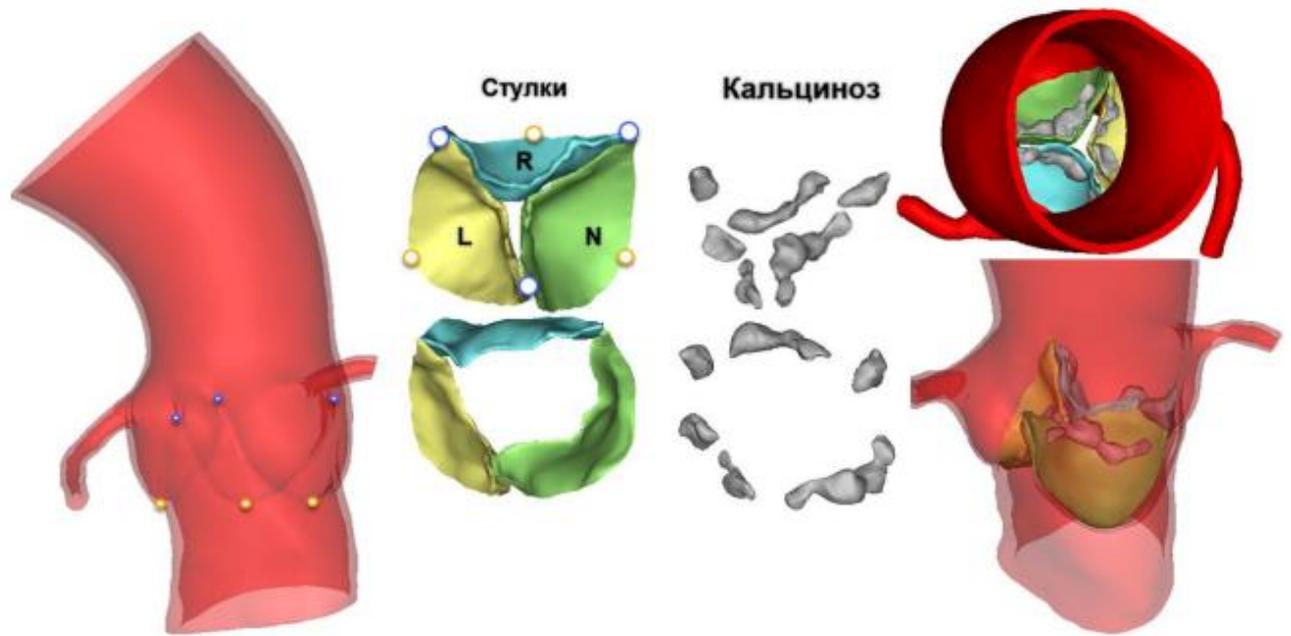


Рисунок 2.1.3 — Результат моделювання анатомічних структур корення аорти під час систоли та діастоли лівого шлуночка

На рисунку 2.1.3 додатково виділено верхнє з'єднання аортального клапана, або комісури, яке позначене синім колом. Ця структура представлена синотубулярним з'єднанням, що функціонально розділяє корінь аорти та висхідну аорту. Відстань між цими анатомічними точками прийнято називати **\*\*міжспайковою відстанню\*\***, і вона є важливим параметром при оцінці геометрії аортального клапана для планування імплантації протезу.

Жовтим кольором відзначено **\*\*точки петлі\*\***, що визначають нижню межу кореня аорти з лівим шлуночком, відому як **\*\*шлуночково-аортальне з'єднання\*\***. Відстань між цими точками відповідає ширині синуса аортального клапана і є ключовим показником для розрахунку розмірів протезного клапана, його позиціонування та прогнозування гемодинамічної ефективності після імплантації.

Для підвищення ефективності обробки моделей було застосовано оптимізацію сітки: зменшено кількість вершин і граней, а також видалено зайві об'єкти, які на перший погляд непомітні, але збільшують обсяг моделі та можуть

сповільнювати подальші етапи моделювання та цифрового планування. Така оптимізація дозволяє прискорити обчислювальні процеси, зменшити навантаження на програмне забезпечення та забезпечити плавне використання моделі у симуляціях і підготовці до операції.

Отримані тривимірні моделі були конвертовані у формат **\*\*STL\*\***, який використовує трикутну сітку для представлення поверхонь. STL-файли відзначаються компактністю, широкою сумісністю та легкістю обробки, що робить їх оптимальним вибором для зберігання анатомічних моделей та подальшого використання у більшості програм для 3D-моделювання та планування хірургічних втручань. Такий підхід забезпечує швидку інтеграцію моделей у цифрове планування ТІАК та дозволяє створювати точні симуляції розташування протезів клапанів із урахуванням анатомічних особливостей пацієнта.

## 2.2 Оцінка геометрії та відповідності моделі до кореня аорти

Задля підтвердження точності та реалістичності створеної моделі проводиться порівнювальний аналіз з використанням вимірюваного методу.

Таблиця 2.2.1 — Різниця між вимірюваннями на 3D-моделі в порівнянні із зображеннями комп'ютерної томографії серця в 10 анатомічних місця.

№	Анатомічна локація	Тривимірна модель (мм)	КТ зображення (мм)
1	Більший діаметр висхідної аорти	26,23	26,55
2	Менший діаметр висхідної аорти	25,05	25,62
3	Більший діаметр початку лівого шлуночка	24,68	25,20
4	Менший діаметр початку лівого шлуночка	16,83	17,05
5	Діаметр синотубулярного з'єднання	28,23	28,0
6	Діаметр синусу Вальсальви	30,70	30,50
7	Діаметр вентрикуло-аортального з'єднання	24,75	24,65

У результаті проведеного дослідження було встановлено, що створені тривимірні моделі анатомічних структур серця демонструють високу точність відтворення реальних анатомічних даних. Згідно з таблицею N, середне

відхилення між параметрами, отриманими з 3D-моделі, та даними КТ-зображень, становить лише 0,31 мм. Найбільші розбіжності спостерігаються в ділянках менш критичних для мікроінвазивних хірургічних процедур, таких як висхідна аорта та початковий відділ лівого шлуночка, що не впливає суттєво на точність планування втручань.

Для наочності, візуальне порівняння між серією DICOM-знімків та відтвореною 3D-моделлю представлено на рисунку 2.2.1, що демонструє близькість просторових характеристик моделі до реальної анатомії. Таке порівняння підтверджує достовірність використаних методів сегментації та 3D-реконструкції, що є критично важливим для подальшого цифрового планування та підготовки до хірургічних втручань.

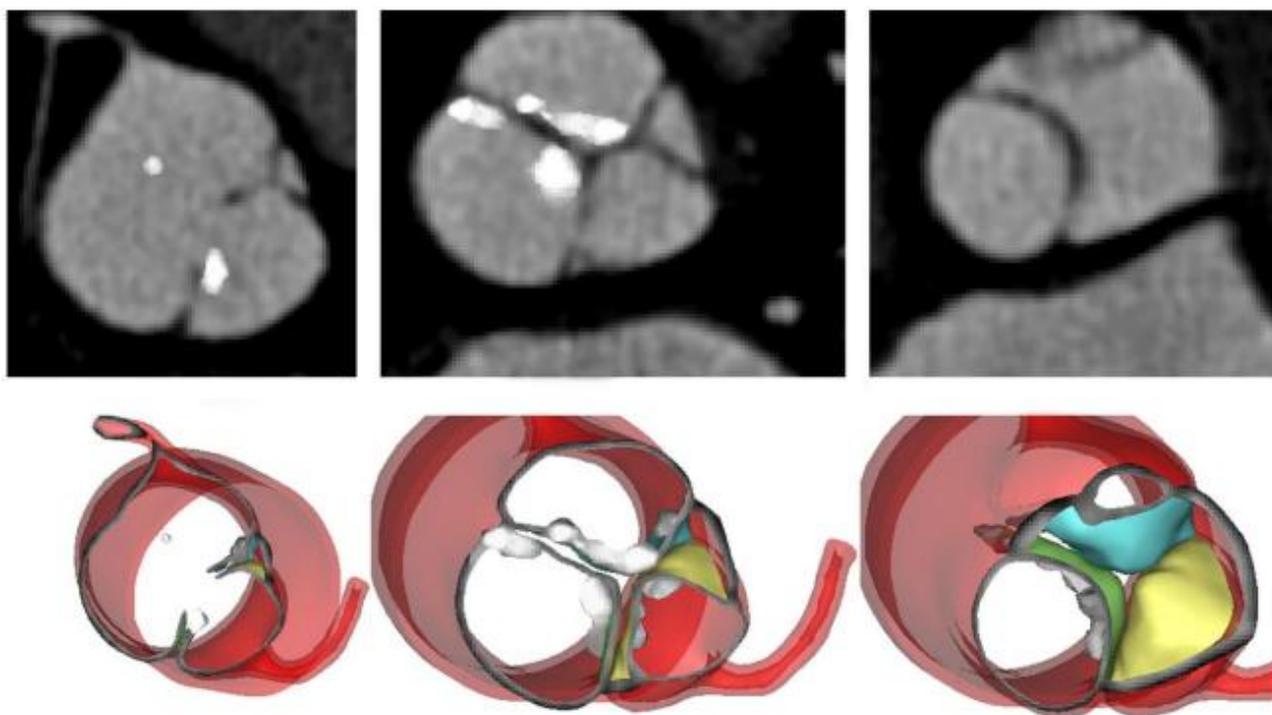


Рисунок 2.2.1 — Візуальне порівняння

Оцінка геометричних характеристик аортального клапана є важливим етапом аналізу, оскільки дозволяє отримати комплексну інформацію про його структуру та функціональні властивості. Цей процес включає вимірювання

різних параметрів, що відображають анатомічні та морфологічні особливості клапана.

Деякі критично важливі параметри, такі як ширина синусів аортального клапана, міжспайкова відстань (відстань між комісурами клапана) та відстань від стулок клапана до коронарних артерій, важко точно визначити на стандартних КТ-зображеннях через обмежену роздільну здатність або складність анатомії. Водночас, ці показники значно легше і точніше оцінювати на основі тривимірних моделей, що були отримані після сегментації та реконструкції з медичних зображень.

На представленому рисунку демонструється методика вимірювання цих ключових довжин на 3D-моделі, що забезпечує наочне розуміння просторового розташування структур та дозволяє більш точно планувати інтервенції, мінімізуючи ризики пошкодження навколишніх анатомічних елементів. Такий підхід підвищує точність оцінки анатомії клапана та є важливим для підготовки до мініінвазивних і транскатетерних процедур.

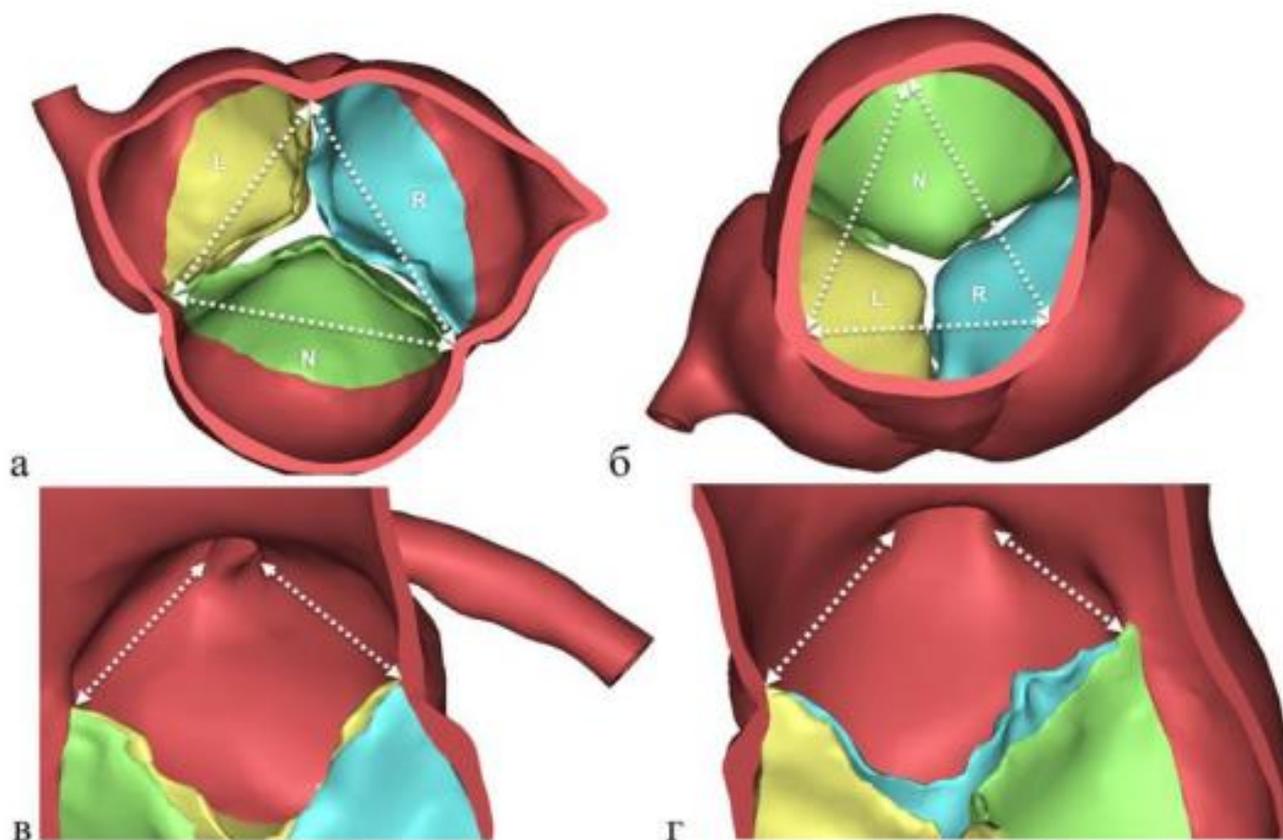


Рисунок 2.2.2 — Візульне відтворення ліній по яким проводиться вимірювання міжспайкової відстані(а) та ширини синусів(б) та відстань від стулки аортального клапана до коронарної артерії лівої(в), правої(г)

У таблиці наведено дані самих вимірів, по яким можливо порівняти зі нормальними показниками середньостатистичних вимірів та визначити де є відхилення.

Таблиця 2.2.2 — Оцінка геометрії створеної моделі корення аорти

№	Назва параметра	Ліва стулка (мм)	Некоронарна стулка (мм)	Права стулка (мм)
1	Міжспайкова відстань	18,53	20,91	20,79
2	Ширина синуса	LN = 18,71	NR = 19,85	LR = 16,74
3	Відстань від стулки аортального клапана до коронарної артерії	12,75 та 14,06	—	17,77 та 12,80

### 2.3 Розробка моделі штучного клапана аортального клапана

Для визначення оптимального положення штучного аортального клапана у процедурі транскатетерної імплантації (TAVI) було прийнято рішення використовувати пристрій, який відповідає сучасним клінічним стандартам і є загальноприйнятим у практиці. Вибір правильної моделі протеза є критично важливим, оскільки від цього залежить не лише ефективність роботи клапана, але й безпека пацієнта під час і після процедури.

Згідно з сучасними рекомендаціями, розмір штучного клапана зазвичай обирають на 1–2 мм більшим за діаметр природного аортального клапана. Такий підхід забезпечує оптимальну фіксацію клапана у корені аорти та створює необхідний проміжок для його нормального функціонування. Якщо ж протез буде занадто великим, це може призвести до надмірного тиску в аорті та ускладнень, таких як кровотеча або серцева недостатність. У протилежному випадку, коли клапан занадто малий, він не забезпечить достатній кровотік, що

може проявлятися задишкою, болем у грудній клітині, втомую та іншими симптомами порушення периферичного кровообігу.

У даному випадку діаметр вентрикуло-аортального з'єднання пацієнта становив 24,27 мм, що є ключовим параметром для вибору протеза. Виходячи з цього, оптимальним рішенням стало використання штучного аортального клапана з діаметром у відкритому стані 26 мм, що забезпечує надійну фіксацію та адекватний кровотік.

На основі сучасних клінічних досліджень та наявних публікацій, найбільш придатним вибором виявився протез Edwards Lifesciences SAPIEN XT 26 мм. Переваги цієї моделі полягають у її перевірній надійності, високій якості матеріалів, а також у широкій доступності клінічних даних і характеристик, що дозволяє медикам ретельно планувати процедуру та прогнозувати результати втручання.



Рисунок 2.3.1 — Edwards Lifesciences SAPIEN XT

Вибір конкретної моделі штучного аортального клапана, а саме SAPIEN XT, був обґрунтований низкою важливих факторів, що сприяють як клінічній ефективності, так і зручності моделювання в рамках дослідження. По-перше, конструкція каркасу цього протеза відзначається відносною простотою, яка забезпечує легкість цифрового моделювання. Каркас складається з прямолінійних опор, утворюючи зрозумілу та передбачувану структуру, що значно полегшує побудову тривимірної моделі у CAD-системах.

По-друге, матеріал, з якого виготовлений корпус пристрою — кобальт-хромовий сплав, вирізаний лазером, володіє високою міцністю, стійкістю до деформацій та біосумісністю. Ці характеристики дозволяють не лише

реалістично моделювати фізичні властивості пристрою, а й враховувати його поведінку при імплантації в аортальне кільце.

Ще однією вагомою перевагою SAPIEN XT є його поширеність у клінічній практиці та репрезентативність у середньому і медіанному діапазоні розмірів аортального клапана. Це робить його оптимальним вибором для дослідницького моделювання, оскільки забезпечує високу релевантність результатів для реальних пацієнтів, що відповідають типовим анатомічним параметрам.

Для побудови моделі корпусу штучного аортального клапана на основі визначеного прототипу було використано програмне забезпечення SolidWorks, яке дозволяє створювати точні тривимірні моделі та аналізувати їх геометричні параметри. У процесі моделювання акцент робився насамперед на положенні ксенографту, оскільки воно є ключовим для оцінки ефективності процедури TAVI. Тонкі деталі, такі як стулки клапана та оболонка, які не є критично важливими для дослідження позиціонування, не були відтворені у моделі, що дозволило оптимізувати ресурси комп'ютера та прискорити процес моделювання (рис. 2.3.2–2.3.5).

Таким чином, вибір SAPIEN XT поєднує зручність для цифрового моделювання, відповідність матеріальних властивостей реальному протезу та репрезентативність у клінічному контексті, що забезпечує комплексну основу для дослідження геометрії та позиціонування штучного клапана.

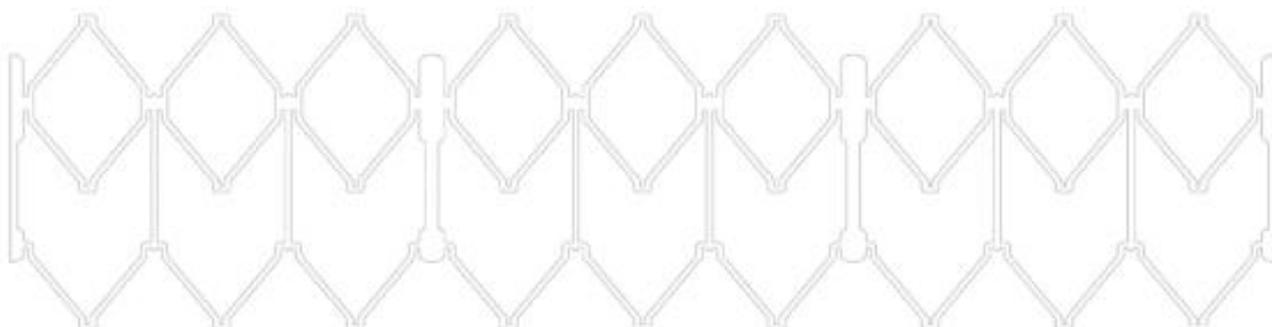


Рисунок 2.3.2 — Ескіз каркасу штучного клапана

Висота клапана у розкритому стані становить 17,2 мм, а діаметр – 26мм.  
Товщина всього корпусу 0,35мм.

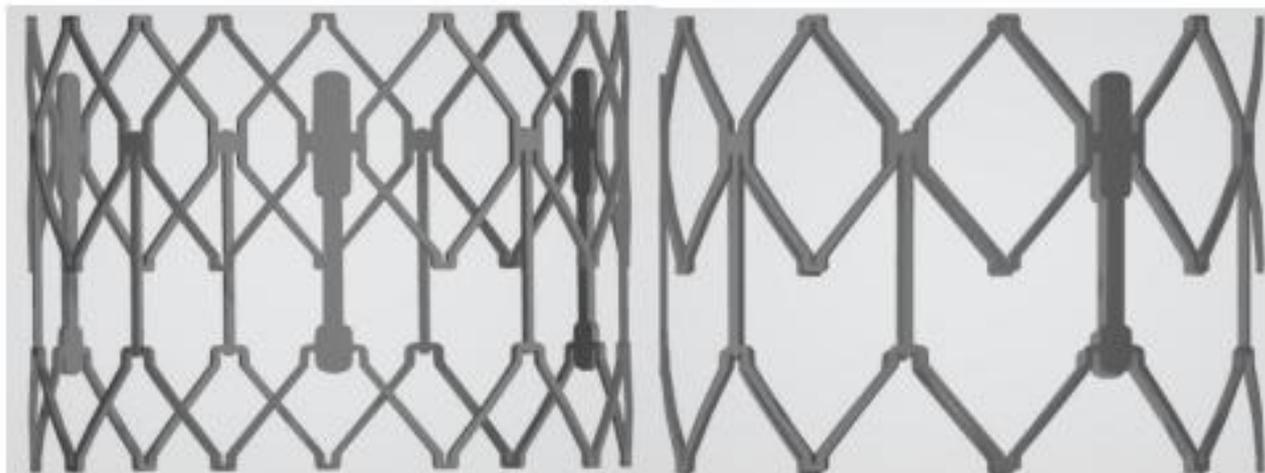


Рисунок 2.3.3 — Модель каркасу штучного аортального клапана вигляд збоку

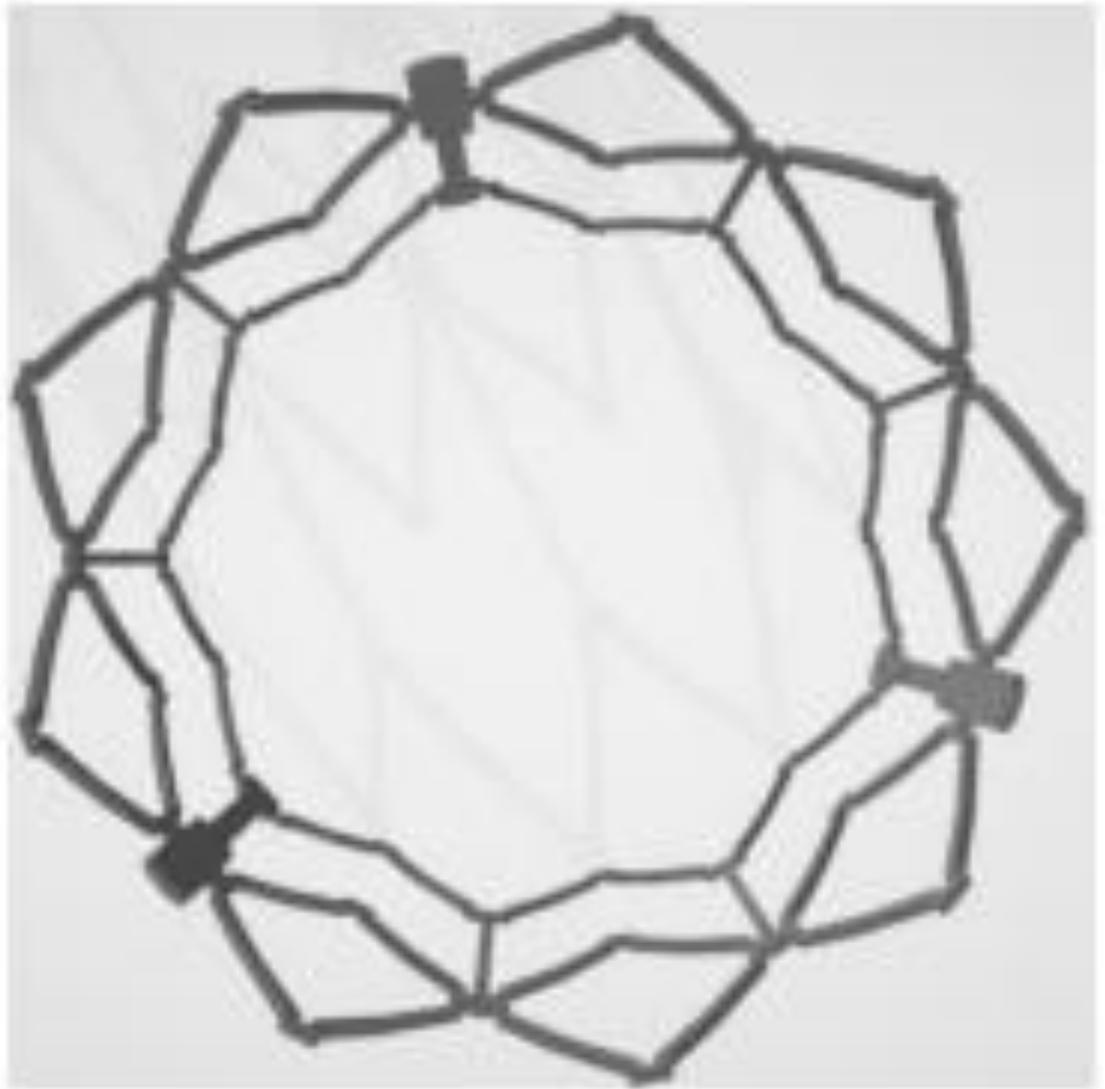


Рисунок 2.3.4 — Модель каркасу штучного аортального клапана зверху

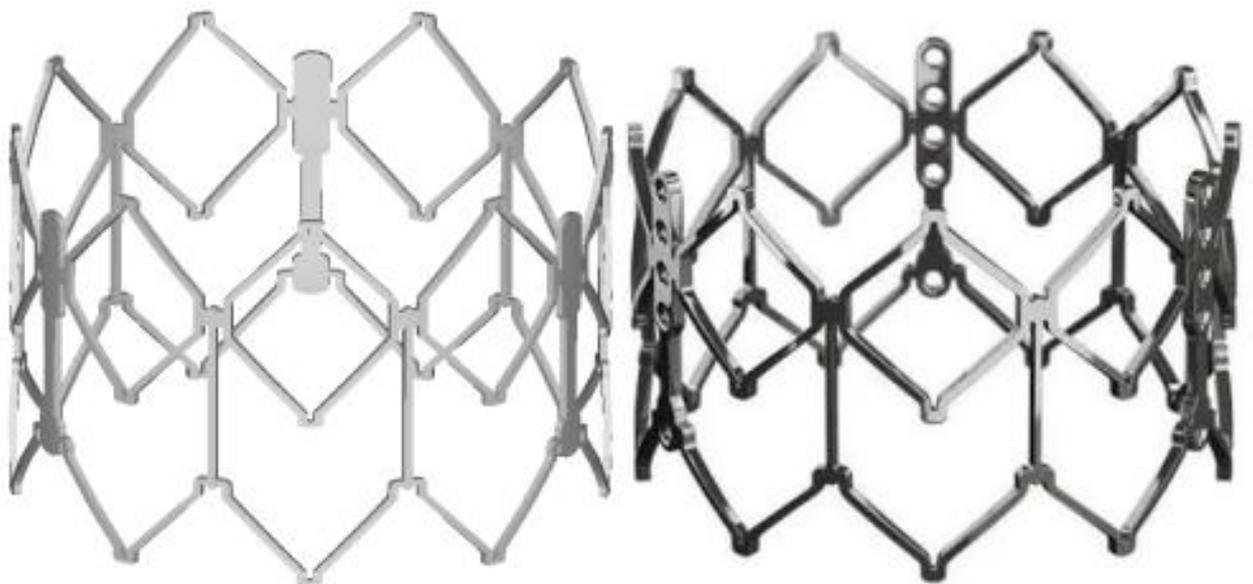


Рисунок 2.3.5 — Візуальне порівняння моделі з прототипом

На рисунку 2.3.6 продемонстровано етапи взаємодії катетера з конструкцією стента в процесі моделювання. На початковому етапі (позначеному як а) навколо стента з недеформованою геометрією формується жорсткий катетер, який задає базову напрямну для подальшого введення протеза. Цей початковий стан дозволяє оцінити положення стента без впливу зовнішніх сил та забезпечує контрольовану основу для наступних етапів моделювання.

На другому етапі (позначеному як б) катетер починає поступово згинатися, і ця дія викликає відповідну деформацію каркасу стента. Такий процес відображає реалістичну поведінку системи доставки під час імплантації, коли зовнішнє навантаження та кривизна судинних шляхів впливають на геометрію стента. Відстеження цих змін дозволяє оцінити, як конструкція протеза адаптується до умов анатомії пацієнта та сприяє прогнозуванню потенційних зон підвищеного стресу або деформації під час процедури.

Цей підхід до моделювання забезпечує не лише точну візуалізацію взаємодії катетера зі стентом, а й дозволяє розробляти стратегії оптимального введення протеза з урахуванням фізіологічних особливостей судинного тракту, що є критично важливим для підвищення безпеки та ефективності процедур TAVI.

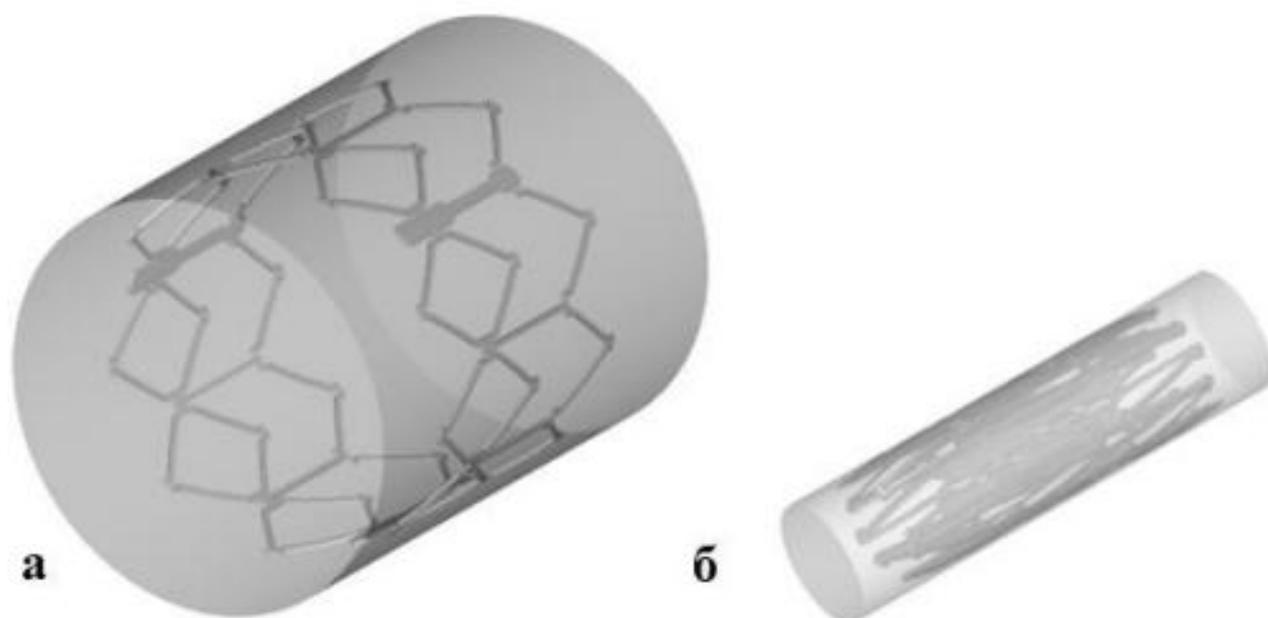


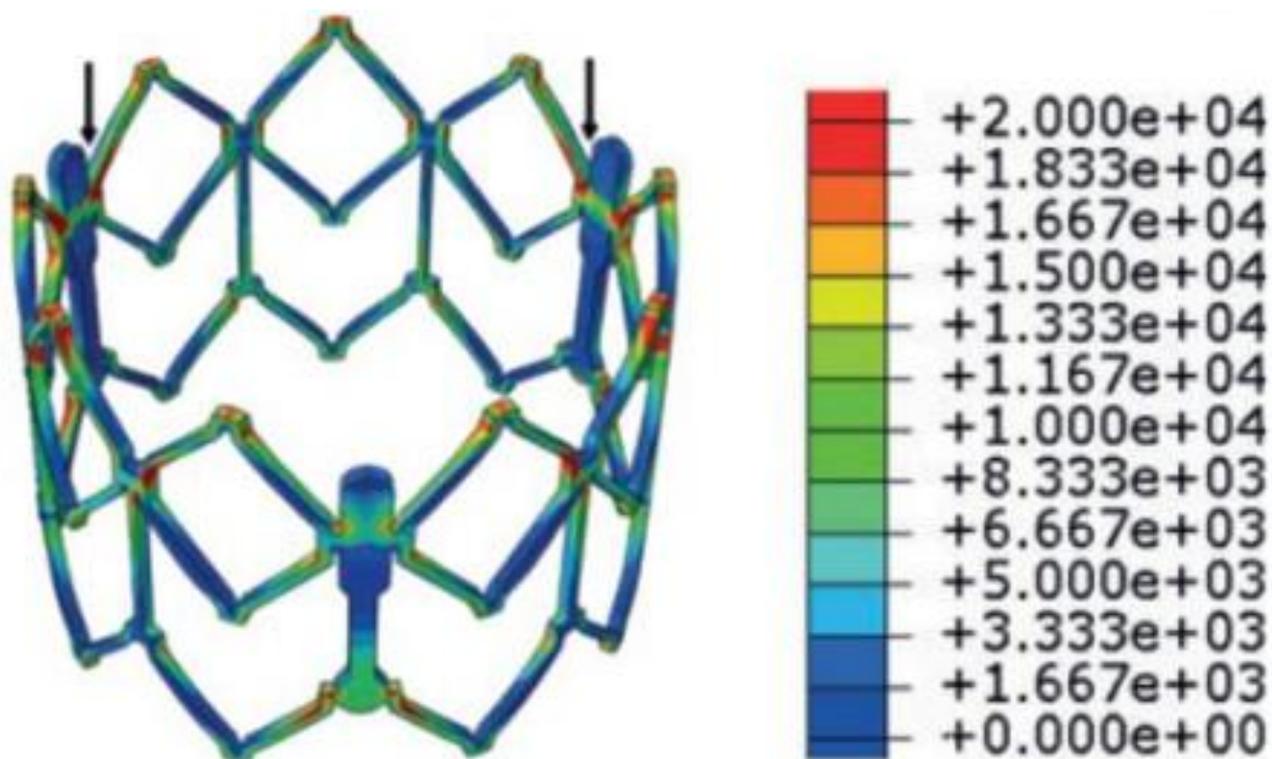
Рисунок 2.3.6 — Моделювання стискання стента

Для проведення тестування створеної моделі штучного клапана визначаються фізико-механічні характеристики його каркасу. У даному випадку каркас SAPIEN XT виготовлений зі сплаву MP35N, який базується на комбінації кобальту та хрому. Для цілей чисельного моделювання йому були задані такі матеріальні властивості: модуль пружності становить 232 ГПа, межа текучості — 379 МПа, коефіцієнт Пуассона дорівнює 0,3, а щільність матеріалу — 8,4 г/см<sup>3</sup>.

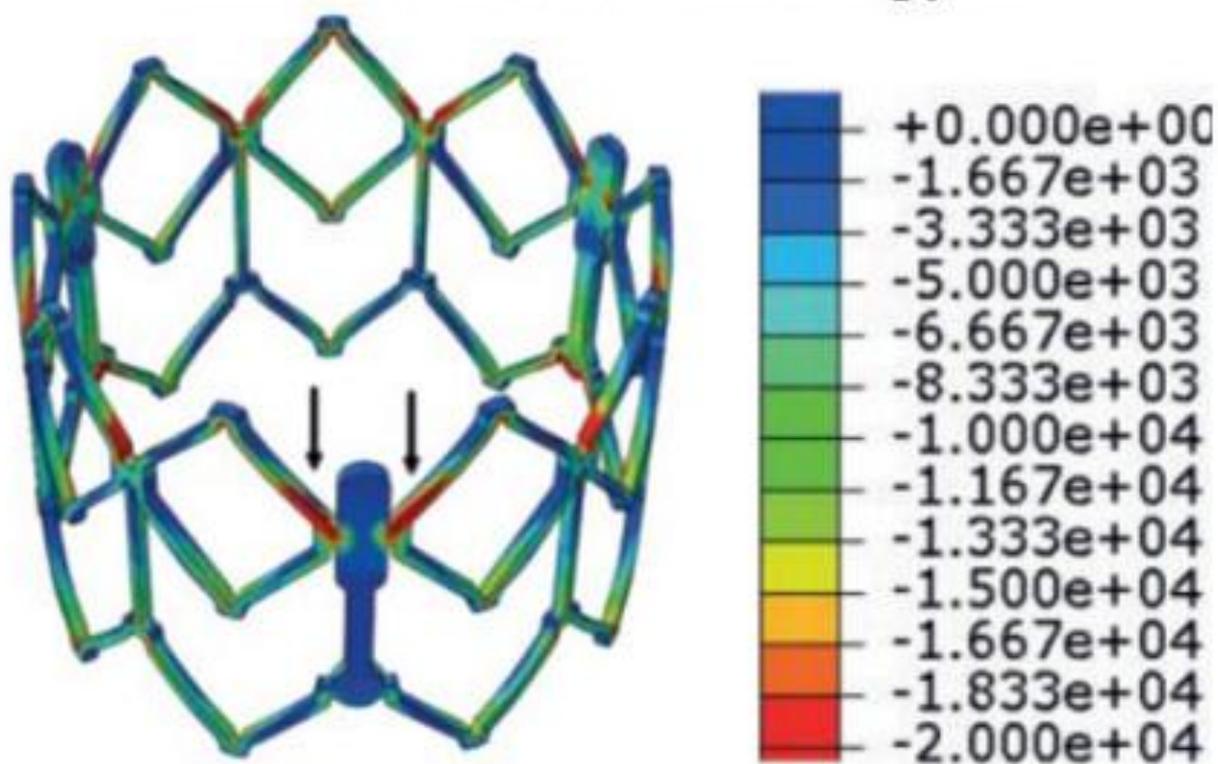
Ці параметри дозволяють імітувати реальні механічні властивості каркасу та оцінити його поведінку під дією навантажень, що виникають під час імплантації та функціонування протеза. Тестування моделі полягає у визначенні розподілу напружень у стенті при заданих умовах експлуатації. Результати чисельного аналізу представлені у вигляді стрес-карт, які відображають концентрації напружень у різних ділянках каркасу. На рисунку 2.3.7 зазначено максимальні та мінімальні значення напружень за допомогою стрілок, що дозволяє швидко ідентифікувати критичні зони, де можливе виникнення деформацій або потенційних пошкоджень.

Завдяки такому підходу можна оцінити надійність конструкції, виявити потенційні слабкі місця та зробити висновки щодо оптимізації геометрії стента

для підвищення його довговічності та безпеки експлуатації в умовах реальної анатомії пацієнта.



### Максимальні головні напруги



### Мінімальні головні напруги

Рисунок 2.3.7 — тестування каркасу ШАК на напруження

## 2.4 Моделювання системи доставки штучного аортального клапан

Для забезпечення коректного проведення симуляції імплантації штучного клапана у визначене анатомічне місце була створена детальна модель балона, який слугує для розширення та утримання катетера під час процедури. Основною вимогою до конструкції балона був його діаметр, який повинен точно відповідати 26 мм, що відповідає діаметру обраного штучного аортального клапана (ШАК). Це забезпечує правильне позиціонування протеза та оптимальне розгортання стента всередині кореня аорти, мінімізуючи ризик пошкодження тканин або нещільного прилягання клапана.

Для чисельного моделювання матеріалом балона було обрано поліетилентерефталат (PET), який демонструє достатню еластичність та міцність для реалістичної імітації розширення. Його властивості були задані наступним чином: модуль пружності  $E=900$  МПа, коефіцієнт Пуассона  $\nu=0,3$ , коефіцієнт демпфування Релея  $\alpha=1100$  та щільність  $\rho=1$  г/см<sup>3</sup>. Ці параметри дозволяють адекватно передати механічну поведінку балона під час надування та взаємодії зі стентом.

На рисунку 2.4.1 представлені етапи моделювання. Зліва показана початкова форма поверхні балона до його розширення. У центрі ілюстрації розташована повітряна куля з поперечним перерізом, що демонструє її деформацію та накладену сітку моделі для чисельного аналізу. Праворуч відображено стиснутий стент, розташований у центрі опущеного балона, що демонструє початкову конфігурацію конструкції перед симуляцією розгортання. Такий підхід дозволяє відтворити фізичні умови імплантації та оцінити механічну взаємодію між стентом, балоном та анатомічними структурами аорти, забезпечуючи точність та надійність результатів моделювання.

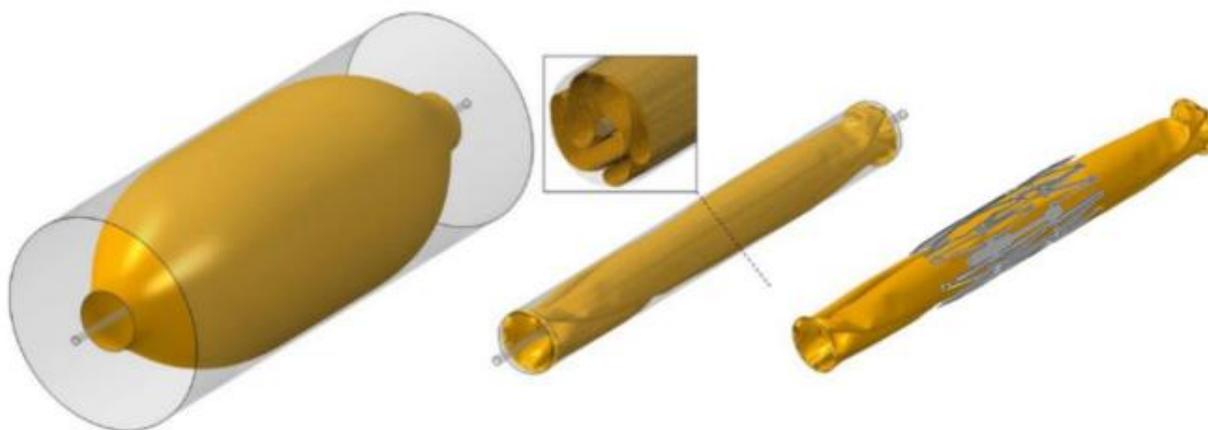


Рисунок 2.4.1 — Моделювання стискання балона

## Висновки до розділу 2

У другому розділі було проведено всебічне дослідження процесу створення тривимірних моделей кореня аорти з метою максимальної відповідності анатомічним особливостям. Докладно проаналізовано всі етапи побудови 3D-моделі, включно з сегментацією медичних зображень, відтворенням геометрії аорти та перевіркою точності отриманої моделі щодо реальної анатомічної структури.

Отримані результати свідчать про те, що процес формування тривимірних моделей було реалізовано з високим рівнем точності та деталізації, що дозволяє відтворювати навіть дрібні анатомічні особливості кореня аорти. Врахування таких специфічних характеристик, як форма синусів Вальсальви, ширина синуса та взаємне розташування стулок аортального клапана, дозволяє створювати реалістичні моделі, які можуть ефективно використовуватися як основа для подальших наукових досліджень та практичного застосування у хірургічному плануванні.

Особлива увага приділялася також моделюванню штучного аортального клапана та системи доставки протеза. Ці етапи виявилися критично важливими для забезпечення анатомічної відповідності та відтворення морфофункціональних характеристик клапана у процесі транскатетерної імплантації. Проведене моделювання дозволило оцінити взаємодію стента та

балона під час розгортання, що має ключове значення для передбачення поведінки протеза у реальних умовах та мінімізації потенційних ускладнень.

Висновки цього розділу підкреслюють значущість використання тривимірних моделей у сучасній кардіохірургії. Їх застосування сприяє підвищенню ефективності та безпеки хірургічних втручань, оптимізує процес підготовки до операцій та дозволяє заздалегідь прогнозувати результати транскатетерної імплантації аортального клапана. Отримані результати мають потенціал для подальшого розвитку методик імплантації, вдосконалення протоколів підготовки та зменшення ризику ускладнень, що істотно підвищує якість надання медичної допомоги пацієнтам із стенозом аортального клапана.

## РОЗДІЛ 3 РОЗТАШУВАННЯ ШТУЧНОГО КЛАПАНАУ

### 3.1 Симуляція проведення транскатеторної імплантації штучного аортального клапана

Для моделювання процесу транскатетерної імплантації аортального клапана було обрано три варіанти розташування штучного протеза з метою оцінки їх впливу на анатомічну відповідність та функціонування системи (рисунок 3.1.1). Кожен із варіантів відрізняється положенням центральної частини клапана щодо площини вентрикуло-аортального з'єднання (ВАЗ), що дозволяє дослідити оптимальну інтеграцію протеза у корінь аорти.

Верхнє положення: Центральна частина штучного клапана розташована вище площини ВАЗ з додатковим зміщенням на 2 мм у напрямку висхідної аорти. Така конфігурація імітує випадок, коли протез трохи піднятий відносно природного клапана, що дозволяє оцінити вплив на контакт стента з аортальним коренем та розподіл напружень у тканинах.

Центральне положення: Центральна частина клапана збігається з площиною ВАЗ, при цьому верхня та нижня частини протеза симетрично розподілені відносно цієї площини. Цей варіант відображає оптимальне анатомічне розташування клапана, яке забезпечує рівномірний контакт із коренем аорти та мінімізує ризики параклапанних витоків або надмірного тиску на тканини.

Нижнє положення: Центральна частина клапана зміщена на 2 мм нижче площини ВАЗ у бік лівого шлуночка. Таке розташування дозволяє дослідити наслідки опускання протеза, включно з потенційним зміщенням стулок і впливом на потік крові, а також оцінити механічні навантаження на коронарні отвори та прилеглі тканини.

Вибір цих трьох конфігурацій забезпечує комплексну оцінку взаємодії штучного клапана з анатомією пацієнта та дозволяє оптимізувати положення протеза для мінімізації ускладнень під час транскатетерної імплантації.

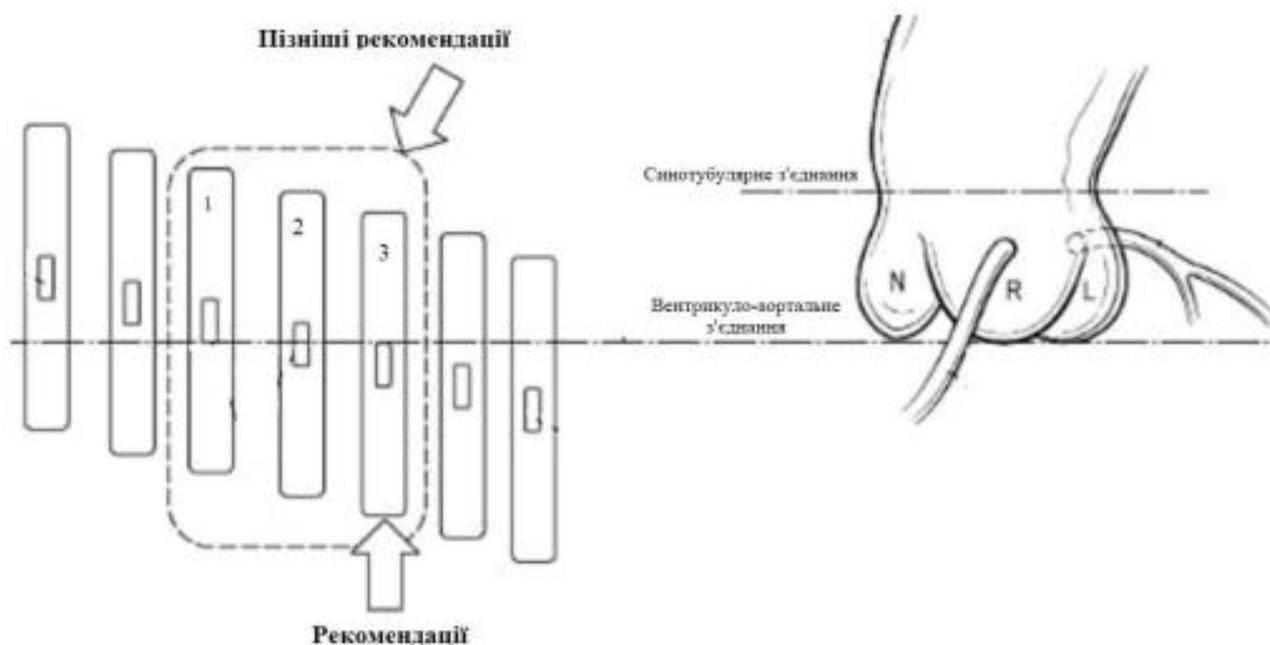


Рисунок 3.1.1 — Визначення пріоритетних варіантів розташування ШАК

Для комплексного відтворення всього процесу транскатетерної імплантації аортального клапана було застосовано програмне середовище SolidWorks, яке дозволяє створювати точні тривимірні моделі та імітувати послідовність хірургічних маніпуляцій. Завдяки цьому програмному забезпеченню можна відтворити всі ключові етапи процедури, включаючи розташування катетера, розгортання штучного клапана та взаємодію протеза з анатомічними структурами серця. Процедура у вигляді покрокової моделі представлена на рисунку 3.1.2, що забезпечує наочне уявлення про методику і дозволяє проводити детальний аналіз поведінки протеза під час імплантації.

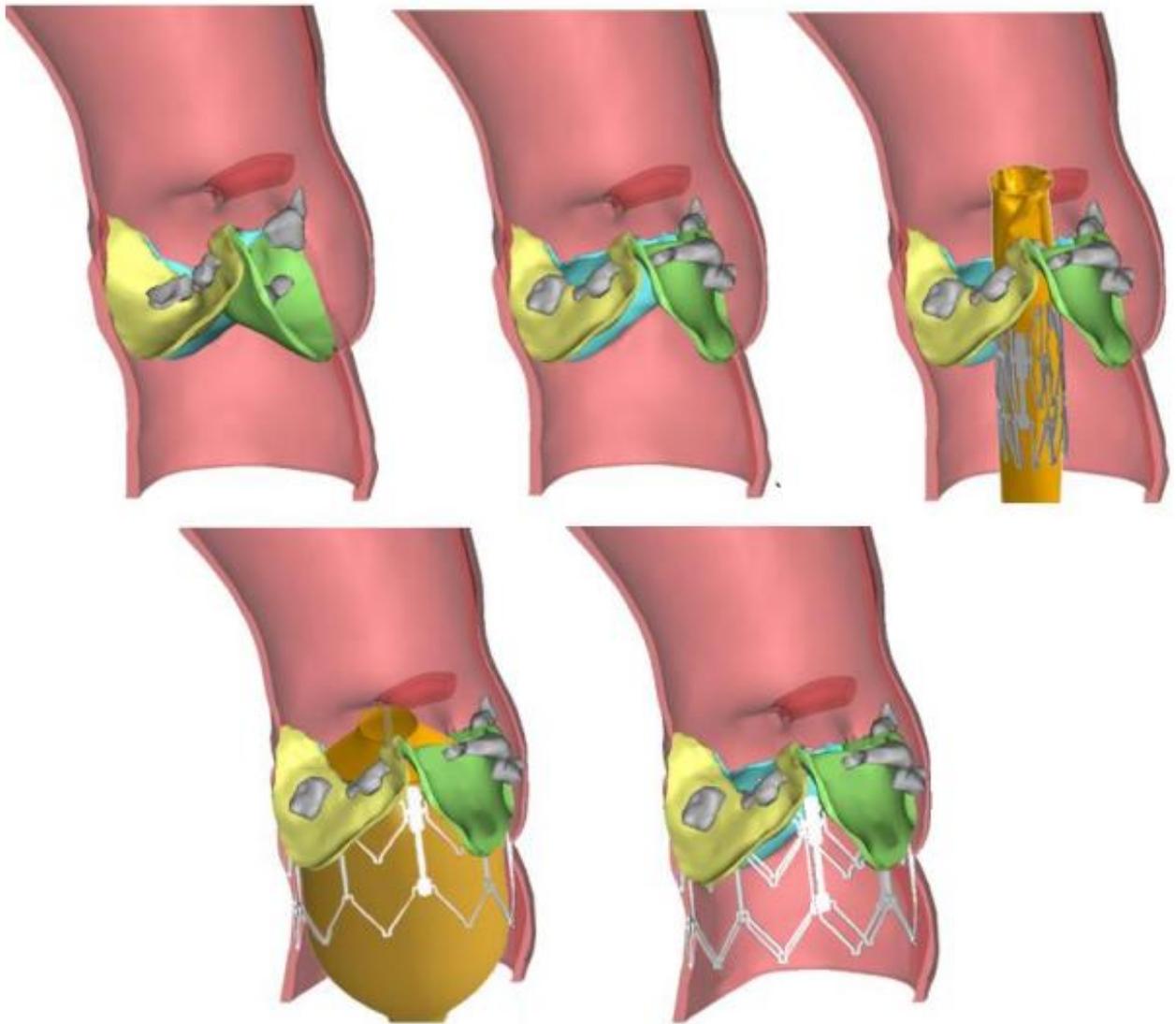


Рисунок 3.1.2 Повна симуляція транскатетерної операції, що розглядається на другому варіанті розташування

Для оцінки механічного навантаження на корінь аорти під час проведення транскатетерної імплантації штучного клапана було виконано детальний аналіз розподілу напружень. Дослідження здійснювалося для трьох різних положень протеза, що дозволяє порівняти вплив розташування клапана на стінку аорти та визначити оптимальну конфігурацію для мінімізації ризику пошкодження судинних структур. Візуалізація результатів симуляції проводилася за допомогою методу напруження оболонки судин, що дозволяє точно відобразити локальні концентрації механічних зусиль на корені аорти. Результати цього

аналізу представлені на рисунку 3.1.3, де детально показано розподіл напружень у різних ділянках аортального кореня в залежності від позиції штучного клапана.

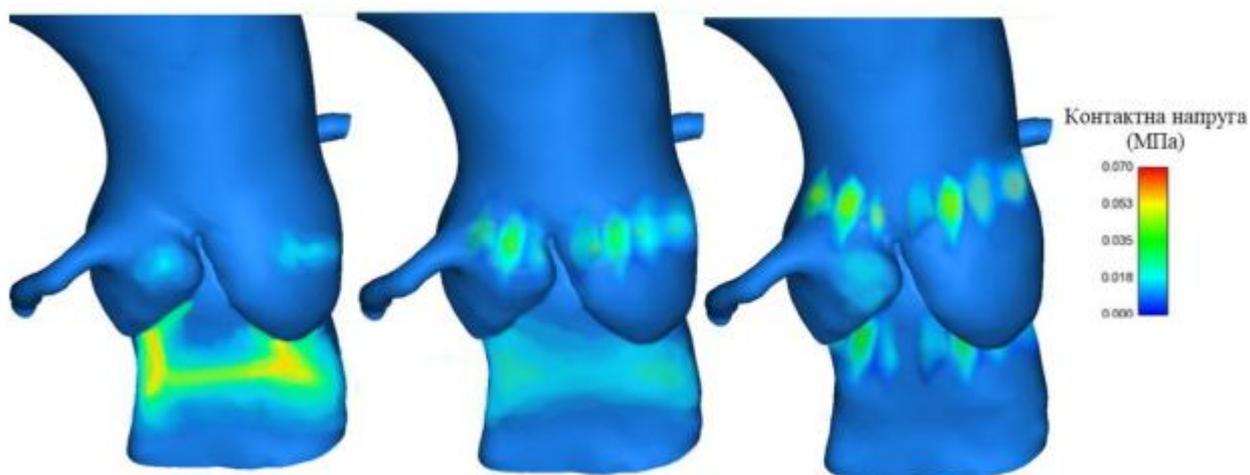


Рисунок 3.1.3. Аналіз напруження на корені аорти

### 3.2 Вибір оптимального положення клапана

Вибір оптимального положення штучного аортального клапана є одним із найважливіших етапів підготовки та проведення транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК). Від правильності розташування протезу залежить не тільки гемодинамічна ефективність процедури, але й ризик розвитку ускладнень, тривалість життя імплантованого клапана та якість життя пацієнта. Сучасна кардіохірургія передбачає індивідуалізований підхід до кожного пацієнта, враховуючи як анатомічні особливості кореня аорти, так і стан серцево-судинної системи в цілому.

Процес вибору оптимального положення протезного клапана починається з детального аналізу анатомії кореня аорти та геометрії аортального клапана. Основними критеріями вибору є:

1. Централізація протезу відносно вентрикуло-аортального з'єднання (ВАЗ). Централізація дозволяє рівномірно розподілити навантаження на стінки аорти та стулки клапана, знижуючи ризик дислокації протезу після імплантації.

Правильна позиція в цій площині забезпечує стабільність конструкції та ефективне відкриття і закриття стулок під час серцевого циклу.

2. Висота імплантації щодо синусів Вальсальви та комісур клапана. Оптимальна висота визначає контакт протезу з нативним клапаном і впливає на мінімізацію параклапанних витоків. Надто високе або низьке розташування може привести до регургітації крові або перешкоджати нормальному кровотоку до коронарних артерій.

3. Симетричне розташування протезу відносно осі лівого шлуночка та вихідного тракту аорти. Симетричне положення забезпечує рівномірне розгортання стулок, запобігає перекосу протезу та гарантує повноцінне відкриття клапана.

4. Врахування діаметра вентрикуло-аортального з'єднання та синусів Вальсальви. Дані параметри визначають розмір протезу і оптимальну ширину його розгортання, що є критично важливим для запобігання пошкодження аортальних стінок і забезпечення адекватного кровотоку.

5. Наявність кальцифікацій та фіброзних відкладень на стулках клапана. Важливо оцінити ступінь та локалізацію кальцифікації, оскільки нерівності на поверхні стулок можуть впливати на стабільність протезу і його функціональні характеристики.

Анатомічна будова кореня аорти значною мірою визначає успіх імплантації протезного клапана. Ключові аспекти, що впливають на позиціонування, включають:

1. Геометрія кореня аорти та синусів Вальсальви. Розмір і форма синусів Вальсальви визначають, наскільки стійко протез розташовується після імплантації. У вузьких або асиметричних синусах ризик параклапанних витоків підвищується, а у випадку широких синусів можливе зміщення протезу.

2. Глибина вентрикуло-аортального з'єднання. Глибина визначає оптимальну висоту встановлення стента. Недостатньо точне позиціонування може призвести до часткового відкриття клапана або перекриття виходу коронарних артерій, що небезпечно для пацієнта.

3. Розташування та величина коронарних отворів. Важливо враховувати відстань від стулок клапана до коронарних артерій. Неправильне розташування протезу може перекривати коронарні отвори, що призведе до ішемічних ускладнень.

4. Наявність анатомічних аномалій та варіацій. Вроджені дефекти, такі як двостулковий аортальний клапан, або асиметрія стулок впливають на вибір положення протезу та стратегію імплантації.

Неправильне позиціонування протезного клапана може стати причиною серйозних ускладнень, серед яких:

1. Параклапанні витоки — щілини між протезом і нативним кільцем аортального клапана, які призводять до регургітації крові. Це знижує ефективність процедури і може спричинити гемодинамічну нестабільність, підвищене навантаження на серце та ризик серцевої недостатності.

2. Неповне відкриття або закриття клапана — коли протез не розташований правильно, стулки можуть частково блокуватися або не досягати повного закриття. Це призводить до зменшення ефективного кровотоку, збільшення градієнту тиску на клапані та потенційної потреби у повторному втручанні.

3. Підвищений ризик травматизації оточуючих структур — неправильне розташування може пошкодити аортальні стінки, коронарні артерії або провідникову систему серця, що ускладнює перебіг операції та збільшує ризик екстреного втручання.

4. Емболізаційні події — при нестабільній фіксації протезу можливе його переміщення по судинній системі, що створює ризик емболії та інсульту.

5. Додаткові технічні ускладнення — відсутність центрування або перекіс протезу ускладнює подальше розгортання, може призводити до дислокації клапана після імплантації або потреби в повторному розміщенні.

Для зменшення ймовірності неправильного розташування клапана застосовуються такі підходи:

- Тривимірне планування на основі КТ та ехокардіографії для точного визначення анатомічних параметрів.
- Використання цифрового моделювання та симуляцій для оцінки можливих варіантів імплантації та прогнозування параклапанних витоків.
- Індивідуальний підбір розміру протезу на основі точних геометричних вимірювань кореня аорти та синусів Вальсальви.
- Застосування інтраопераційних методів візуалізації (транскатетерна ехокардіографія та ангіографія) для контролю правильного розташування протезу в реальному часі.
- Навчання та симуляційна підготовка хірургів для відпрацювання різних сценаріїв імплантації і корекції потенційних помилок.

Таким чином, вибір оптимального положення протезного клапана є багатогранним процесом, що поєднує анатомічну оцінку, цифрові технології планування та клінічну експертизу хірурга. Ретельне врахування всіх факторів дозволяє забезпечити стабільність протезу, оптимальний кровотік, мінімізувати ризики параклапанних витоків і підвищити ефективність та безпеку процедури ТІАК.

### 3.3 Аналіз геометричних параметрів кореня аорти

Анатомічна структура кореня аорти є ключовим фактором, що визначає успішність транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК). Глибоке розуміння геометрії кореня аорти дозволяє оцінити оптимальні параметри для розташування протезу, запобігти ускладненням та забезпечити ефективну гемодинаміку після процедури. Підрозділ 3.3 присвячено детальному аналізу основних геометричних параметрів кореня аорти, їхньому впливу на вибір типу та розміру штучного клапана, а також порівнянню даних, отриманих із КТ-зображень, із тривимірною моделлю.

Ключовими параметрами, що враховуються під час планування ТІАК, є діаметри синусів Вальсальви, вентрикуло-аортального з'єднання (ВАЗ), а також міжспайкові відстані.

1. Діаметр синусів Вальсальви. Синуси Вальсальви є розширеними ділянками кореня аорти, що оточують аортальні стулки. Їхня геометрія безпосередньо впливає на стабільність протезного клапана та запобігає параклапанним витокам. Вимірювання цього діаметра дозволяє визначити оптимальний розмір стента, що забезпечить правильне прилягання клапана до стінок кореня аорти. Невідповідність розміру протезу до діаметра синусів може призвести до дислокації клапана або неповного відкриття стулок.

2. Діаметр вентрикуло-аортального з'єднання (ВАЗ). Цей параметр визначає точку контакту протезу з лівим шлуночком та базовою частиною кореня аорти. ВАЗ є критично важливою зоною для фіксації протезного клапана та забезпечення адекватного кровотоку через нативний клапан. Правильне вимірювання діаметра ВАЗ допомагає підібрати клапан, що оптимально розкривається у цій області, запобігаючи як підвищеному тиску на стінки аорти, так і неповному відкриттю стулок.

3. Міжспайкові відстані. Вимірювання відстаней між комісурами стулок аортального клапана дозволяє оцінити конфігурацію клапанної кільцевої структури. Цей параметр визначає оптимальну висоту розташування стента, що важливо для забезпечення симетричного розкриття стулок та рівномірного розподілу механічних навантажень на протез. Неправильне визначення міжспайкових відстаней може призвести до перекосу клапана, його часткового блокування або виникнення параклапанних витоків.

Аналіз отриманих геометричних даних дозволяє з високою точністю обрати відповідний тип і розмір протезного клапана. Основні аспекти врахування параметрів кореня аорти включають:

1. Відповідність діаметра синусів Вальсальви та розміру стента. Для запобігання параклапанним витокам діаметр стента повинен бути на 1–2 мм

більшим за вимірний діаметр синусів. Це забезпечує щільне прилягання протезу до стінок аорти та стабільність позиції після імплантації.

2. Геометричні варіації ВАЗ та вибір висоти імплантації. ВАЗ визначає вертикальне положення стента. Невідповідність між висотою імплантації та анатомічними особливостями може призвести до часткового перекриття коронарних артерій або недостатнього контакту з кільцем аорти.

3. Вплив міжспайкових відстаней на симетрію клапана. Правильне визначення міжспайкових відстаней допомагає уникнути перекосу протезу та забезпечити рівномірне розкриття стулок. Це особливо важливо для стентованих клапанів, де асиметричне розташування може призвести до підвищення градієнту тиску та гемодинамічної нестабільності.

4. Врахування кальцифікації. Місця локалізації та ступінь кальцифікації на стулках аортального клапана впливають на вибір типу протезу — стентований чи безстентний. При наявності значних кальцинатів перевагу віддають стентованим моделям, які забезпечують стабільність і мінімізують ризик дислокації.

Для підтвердження точності геометричних параметрів проводиться порівняння результатів, отриманих із КТ-знімків, із тривимірною цифровою моделлю кореня аорти. Це дозволяє оцінити адекватність моделі для планування ТІАК та корекції позиціонування протезного клапана.

1. Методика порівняння. Вимірювання виконуються за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення, яке дозволяє накладати тривимірну модель на КТ-знімки, визначати відхилення по ключових параметрах — діаметрах синусів, ВАЗ та міжспайкових відстанях.

2. Результати порівняння. Виявлено, що середнє відхилення тривимірної моделі від даних КТ не перевищує 0,3–0,4 мм, що є прийнятним для клінічного використання. Найбільші розбіжності спостерігаються у регіонах з вираженою кальцифікацією або асиметричними синусами.

3. Висновки щодо моделювання. Тривимірна модель забезпечує наочне відтворення анатомічної структури кореня аорти, дозволяє передбачати

оптимальні параметри розташування протезного клапана, оцінювати ризики перекосу та параклапанних витоків. Завдяки цьому хірурги отримують можливість планувати процедуру з високим рівнем точності та безпеки.

Детальний аналіз геометричних параметрів кореня аорти не лише сприяє точному вибору типу та розміру клапана, але й дозволяє:

- Передбачати можливі ускладнення, пов'язані з неправильним позиціонуванням протезу.
- Визначати оптимальну висоту імплантації та симетрію розташування стулок.
- Підвищувати ефективність гемодинамічної роботи штучного клапана.
- Проводити індивідуалізоване планування операції для кожного пацієнта, враховуючи його унікальні анатомічні особливості.

Таким чином, аналіз геометричних параметрів кореня аорти є критично важливим етапом підготовки до ТІАК. Він забезпечує інтеграцію даних КТ і тривимірних моделей, що дозволяє хірургу приймати обґрунтовані рішення щодо типу, розміру та положення протезного клапана, мінімізуючи ризики ускладнень та підвищуючи ефективність процедури.

### 3.4 Моделювання системи доставки штучного клапана

Сучасна транскатетерна імплантація аортального клапана (ТІАК) передбачає застосування складних систем доставки, що включають катетер, балон та протезний стент. Ретельне моделювання цих компонентів у цифровому середовищі дозволяє не лише передбачити поведінку штучного клапана під час процедури, але й оцінити взаємодію з анатомічними структурами, оптимізувати техніку імплантації та мінімізувати ризики ускладнень. Підрозділ 3.4 присвячений детальному опису моделювання системи доставки, її взаємодії з коренем аорти та динамічної симуляції деформації стента при проходженні крізь судинну систему.

1. Катетер. Катетер є основним транспортним каналом для доставки протезного клапана до цільового місця. У моделюванні катетер розглядається як гнучка трубчаста структура з властивостями, що дозволяють відтворювати його вигин у відповідь на анатомічні перешкоди. Для цього використовуються параметри матеріалу, які включають модуль пружності, коефіцієнт Пуассона, густину та властивості демпфування. Гнучкість катетера повинна бути достатньою, щоб пройти крізь звивисті судини, але водночас забезпечувати контрольовану передачу зусилля до балона та стента.

2. Балон. Балонна частина системи доставки моделюється як еластична порожнина, яка розширюється для фіксації стента у зоні кореня аорти. Основним параметром для моделювання є діаметр балона, який повинен відповідати діаметру вибраного стента та анатомічним розмірам вентрикуло-аортального з'єднання. Використовуються матеріали з високим модулем пружності, наприклад поліетилентерефталат (PET), з коефіцієнтом Пуассона та демпфуванням, що дозволяє точно відтворювати механіку розширення та взаємодію балона зі стінками аорти. Моделювання також враховує товщину стінок балона, рівномірність натягу та потенційні зони локальної концентрації напружень.

3. Стент (штучний клапан). Стент у моделі відтворюється як тривимірний каркасна структура, що повторює реальні геометричні параметри штучного клапана, включаючи висоту, діаметр у стиснутому та розкритому стані, а також товщину стулок та опорних елементів. Для моделювання використовується матеріал стента з властивостями, що відповідають сплаву кобальту-хрому або MP35N: модуль пружності 232 ГПа, межа текучості 379 МПа, коефіцієнт Пуассона 0,3, щільність 8,4 г/см<sup>3</sup>.

Взаємодія протезного клапана зі структурами кореня аорти під час розгортання є критично важливою для забезпечення стабільності та ефективності ТІАК. Основні аспекти взаємодії включають:

1. Контакт зі стінками кореня аорти. Стент повинен щільно прилягати до аортального кільця та синусів Вальсальви. Моделювання дозволяє визначити

зони максимального контакту, де можливе виникнення підвищених напружень або локальних деформацій тканин.

2. Вплив на стулки клапана. Розгортання стента має забезпечувати рівномірне відкриття стулок, уникати перекосу та зажаття тканин, що могло б обмежити їх рух. Моделювання дозволяє відстежувати, як стулки аортального клапана взаємодіють із зовнішньою поверхнею стента, та оцінювати потенційні точки тертя або обмеження рухливості.

3. Взаємодія з коронарними отворами. Позичіонування стента враховує розташування коронарних артерій, щоб уникнути їх блокування. Моделювання допомагає визначити оптимальну висоту імплантації та кут нахилу стента, що забезпечує безпечну перфузію коронарних судин.

Процес доставки протезного клапана включає проходження через судинну систему, що супроводжується деформацією стента та катетера:

1. Гнучкість та пружність стента. Під час навігації через криволінійні та звивисті ділянки аорти стент зазнає вигинів та локальних деформацій. Моделювання дозволяє оцінити, наскільки стент здатен відновити форму після проходження крізь звужені ділянки та наскільки він схильний до потенційної дислокації.

2. Взаємодія з катетером. Стент розташовується всередині катетера у стиснутому стані. Моделювання враховує контактні сили між стентом і стінками катетера, що впливають на плавність доставки та точність позиціонування.

3. Аналіз напружень та потенційних зон ускладнень. Використовуючи методи кінцевих елементів, оцінюється розподіл напружень у стенті під час згину та розгортання. Це дозволяє прогнозувати можливі місця концентрації напружень, ризик руйнування матеріалу або нерівномірного розкриття.

4. Моделювання динамічної взаємодії з аортою. Симуляція включає оцінку того, як стент впливає на локальні стінки аорти під час розгортання. Враховується пружність аортальної стінки та можливість виникнення локальних зон високого тиску, що може призвести до мікро-травм тканини або параклапанних витоків.

Моделювання системи доставки штучного клапана забезпечує:

- Прогнозування поведінки стента та катетера у складних анатомічних умовах.
- Визначення оптимальної техніки розгортання та висоти імплантації.
- Ідентифікацію потенційних зон концентрації напружень та ризиків ускладнень.
- Підвищення точності планування процедури ТІАК та зменшення можливості параклапанних витоків або некоректного функціонування клапана.

Таким чином, створення тривимірної цифрової моделі системи доставки дозволяє комплексно оцінити механіку взаємодії стента з анатомією пацієнта, оптимізувати стратегію імплантації та підвищити безпеку та ефективність транскатетерної процедури.

### 3.5 Оцінка механічних навантажень і напружень

Оцінка механічних навантажень і напружень є критично важливим етапом дослідження при проведенні транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК). Вона дозволяє не лише оцінити роботу штучного клапана та стента в конкретних анатомічних умовах, але й прогнозувати можливі ризики ускладнень, пов'язаних із неправильною установкою або анатомічними особливостями кореня аорти. Підрозділ 3.5 присвячений детальному аналізу стрес-тестування стента та клапана у різних положеннях, впливу вибраного положення на розподіл напружень у корені аорти та аналізу потенційних ускладнень, що можуть виникати внаслідок механічних факторів.

Стрес-тестування є комп'ютерною симуляцією механічного навантаження, яке зазнає стент і клапан під час процедури імплантації та експлуатації в умовах серцево-судинної системи. Ця симуляція передбачає використання методів кінцевих елементів (FEA), які дозволяють оцінити розподіл напружень, деформацій та потенційних зон концентрації сили на стінках стента і клапана.

1. Мета тестування – визначити, як різні положення клапана впливають на рівномірність розподілу навантажень та стабільність конструкції. Зокрема, тестування дозволяє оцінити ризики:

- локальної концентрації напружень у зоні закріплення стента;
- нерівномірного розкриття стулок клапана;
- утворення зон підвищеного тиску на стінках кореня аорти.

2. Вхідні параметри моделі – для моделювання використовуються фізико-механічні характеристики матеріалу стента (сплав кобальту-хрому або MP35N), балона (поліетилентерефталат), а також тканин кореня аорти, включаючи їх пружність, модуль Юнга та коефіцієнт Пуассона. Визначаються також граничні умови, такі як фіксація аортального кільця та вплив внутрішньоартеріального тиску.

3. Режими тестування – симуляція проводиться для трьох основних положень клапана:

- центральна частина стента над площиною вентрикуло-аортального з'єднання (ВАЗ);
- центральна частина на площині ВАЗ;
- центральна частина під площиною ВАЗ.

Розташування штучного клапана відіграє ключову роль у формуванні механічних напружень у корені аорти. Аналіз показує, що:

1. Верхнє положення (над ВАЗ) – призводить до підвищених напружень у синусах Вальсальви, особливо у ділянках, прилеглих до стулок аортального клапана. Цей варіант може збільшувати ризик виникнення параклапанних витоків через неповне прилягання стента до аортального кільця.

2. Середнє положення (на ВАЗ) – забезпечує найоптимальніший розподіл навантажень, мінімізуючи локальні концентрації напружень. Ця конфігурація сприяє рівномірному відкриттю стулок, зменшує ризик тривалих деформацій стента і підтримує нормальну гемодинаміку.

3. Нижнє положення (під ВАЗ) – створює додаткові напруження у ділянці вентрикуло-аортального з'єднання, що може призводити до локальної

компресії тканин лівого шлуночка та ризику пошкодження міокарда або формування регургітації.

Механічні навантаження, що виникають під час імплантації, можуть спричинити ряд ускладнень, які впливають на ефективність процедури та стан пацієнта:

1. Параклапанні витоки – неправильне позиціонування або локальна деформація стента може створити щілини між протезним клапаном та нативним кільцем аорти, що призводить до регургітації та погіршення гемодинаміки.

2. Недостатнє відкриття або закриття стулок клапана – нерівномірні напруження можуть обмежувати рухливість стулок, що зменшує ефективність пропускної здатності клапана і підвищує ризик підвищеного градієнту тиску у аорті.

3. Мікро-травми та пошкодження аортальної стінки – концентровані навантаження у місцях контакту стента зі стінкою аорти можуть призводити до мікро-розривів, утворення тромбів або підвищеного ризику аневризми.

4. Дислокація стента – неадекватне позиціонування у поєднанні з високими напруженнями може викликати зміщення стента після розгортання, що потребує додаткового втручання або повторної імплантації.

Комплексне стрес-тестування та аналіз напружень дають змогу:

- Визначити оптимальне положення стента для зменшення локальних концентрацій навантажень.
- Прогнозувати ризики ускладнень, таких як параклапанні витоки або обмеження рухливості стулок.
- Підвищити безпеку процедури та ефективність функціонування імплантованого клапана.
- Забезпечити науково обґрунтоване планування ТІАК з урахуванням індивідуальної анатомії пацієнта.

Таким чином, підрозділ 3.5 підкреслює ключову роль механічного моделювання у процесі транскатетерної імплантації, забезпечуючи науково

обґрунтовану основу для вибору положення клапана, прогнозування поведінки стента та мінімізації ризиків ускладнень.

### 3.6 Порівняння трьох варіантів розташування клапана

Порівняльний аналіз розташування штучного аортального клапана є ключовим етапом дослідження, що дозволяє визначити оптимальне положення для забезпечення належної гемодинаміки, мінімізації механічних навантажень та зменшення ризику ускладнень під час та після транскатетерної імплантації (ТІАК). У даному підрозділі проведено детальне порівняння трьох основних варіантів позиціонування протезного клапана, які використовувалися у симуляційних моделях: верхнє положення (над площиною вентрикуло-аортального з'єднання, ВАЗ), середнє положення (на площині ВАЗ) та нижнє положення (під ВАЗ). Аналіз здійснювався з урахуванням механічних, анатомічних та гемодинамічних параметрів.

Переваги:

1. Зменшення впливу на лівий шлуночок: Розташування клапана над ВАЗ дозволяє уникнути прямого тиску на міокард, зменшуючи потенційний ризик травматизації лівого шлуночка під час розгортання стента.
2. Зручність для імплантації через судини: Даний варіант позиціонування може спрощувати проведення катетера через аорту, забезпечуючи достатній простір для маневрування стента та балона.

Недоліки:

1. Підвищені напруження у синусах Вальсальви: Моделювання показало, що верхнє положення створює локальні зони високого стресу у синусах, що може підвищувати ризик деформації стента або дислокації клапана.
2. Ризик параклапанних витоків: Через неповне прилягання стента до нативного аортального кільця може утворюватися щілина, що призводить до регургітації крові.

3. **Можливість недостатнього закриття стулок:** Високе положення іноді призводить до неідеальної роботи стулок, особливо під час діастоли, що зменшує ефективність пропускної здатності клапана.

**Переваги:**

1. **Оптимальний розподіл механічних навантажень:** Стрес-тестування показало, що середнє положення забезпечує найрівномірніше розподілення напружень на стент та корінь аорти, зменшуючи локальні концентрації сили.

2. **Ефективне відкриття та закриття стулок:** Клапан у цьому положенні має максимально природну функцію, забезпечуючи адекватний кровотік та зменшення градієнтів тиску.

3. **Мінімальний ризик параклапанних витоків:** Тісний контакт стента з аортальним кільцем знижує ймовірність регургітації, що підвищує ефективність гемодинаміки.

4. **Безпечна інтеграція з анатомією кореня аорти:** Моделювання показало, що середнє положення краще враховує індивідуальні варіації анатомії синусів та вентрикуло-аортального з'єднання.

**Недоліки:**

1. **Вимоги до точності позиціонування:** Для досягнення оптимального ефекту потрібна високоточна імплантація. Будь-яке зміщення навіть на 1-2 мм може знизити переваги даного положення.

2. **Обмежена маневреність при деяких анатомічних варіаціях:** У пацієнтів із особливо вузькими судинами або атиповою геометрією кореня аорти середнє положення може бути технічно складним для встановлення.

**Переваги:**

1. **Стабільність нижньої частини стента:** Нижнє положення забезпечує надійну фіксацію стента у кільці аорти, що може зменшити ризик його зміщення після розгортання.

2. **Можливість зниження параклапанних витоків у деяких випадках:** При правильному підборі розміру клапана нижнє положення іноді дозволяє краще герметизувати нижню частину нативного кільця.

Недоліки:

1. Підвищене напруження у вентрикуло-аортальному з'єднанні: Моделювання показало, що нижнє положення створює високі локальні навантаження на тканини лівого шлуночка, що може призвести до мікро-травм або пошкодження міокарда.

2. Ризик порушення функціональності стулок: При нижньому положенні частина стулок може не повністю відкриватися, що обмежує пропускну здатність клапана і підвищує градієнт тиску.

3. Складність імплантації: Нижнє положення вимагає високої точності і може бути технічно складним через ризик контакту з коронарними артеріями.

Порівняльний аналіз трьох положень показав, що кожне з них має як переваги, так і обмеження. Найбільш оптимальним з точки зору гемодинаміки, безпеки та мінімізації механічних навантажень є середнє положення клапана на площині ВА3. Воно забезпечує:

- Рівномірний розподіл напружень у стенті та корені аорти;
- Повне відкриття і закриття стулок;
- Мінімізацію ризику параклапанних витоків;
- Безпечну інтеграцію з анатомічними особливостями кореня аорти.

Верхнє та нижнє положення слід розглядати лише у специфічних клінічних випадках, коли анатомічні особливості пацієнта або особливості судинної системи роблять середнє положення технічно неможливим. У таких випадках необхідно враховувати підвищені механічні навантаження та потенційні ускладнення, забезпечуючи додаткові заходи контролю та моніторингу під час процедури.

Таким чином, для більшості пацієнтів та стандартних анатомічних варіантів кореня аорти середнє положення клапана на площині ВА3 є оптимальним вибором з точки зору безпеки, гемодинамічної ефективності та довгострокової стабільності протезного клапана.

### 3.7 Верифікація та клінічне значення моделювання

У сучасній кардіохірургії точність і передбачуваність результатів втручання відіграють ключову роль у забезпеченні безпеки пацієнта та ефективності процедури. Транскатетерна імплантація аортального клапана (ТІАК), будучи складною малоінвазивною операцією, вимагає точного розташування протезного клапана в межах анатомічних структур кореня аорти. У цьому контексті верифікація моделювання та використання тривимірних (3D) моделей набувають особливого значення, оскільки дозволяють лікарю передбачити можливі складнощі, оцінити механічні та анатомічні взаємодії, а також оптимізувати план операції.

Отримані дані симуляційного моделювання забезпечують хірурга детальною інформацією про індивідуальну анатомію пацієнта. Завдяки 3D-моделям можна:

1. Візуалізувати анатомічні особливості кореня аорти:
  - Аналіз синусів Вальсальви, вентрикуло-аортального з'єднання та міжспайкових відстаней дозволяє точніше визначити оптимальний розмір та тип клапана.
  - Моделювання анатомії з урахуванням кальцифікації та асиметрії стулок дає можливість передбачити зони підвищеного ризику під час імплантації.
2. Оцінити взаємодію стента з анатомічними структурами:
  - Симуляції дозволяють прогнозувати деформацію стента при розгортанні та його контакт з коренем аорти.
  - Аналіз механічних навантажень дає змогу уникнути надмірного стресу на тканини, що знижує ризик пошкодження стінок аорти або коронарних судин.
3. Планувати оптимальне положення клапана:
  - Завдяки тривимірній моделі можна випробувати декілька варіантів розташування клапана та оцінити їхній вплив на гемодинаміку і функціональність стулок.

- Такі дані дозволяють обрати положення, яке забезпечує мінімальні параклапанні витоки та максимальне відкриття і закриття стулок, підвищуючи ефективність процедури.

4. Моделювати процес доставки клапана:

- Віртуальні симуляції катетера, балона та стента дозволяють прогнозувати деформації та труднощі під час навігації через судини, що допомагає планувати безпечний маршрут та зменшити ризик пошкодження судинної стінки.

Використання 3D-моделей у плануванні ТІАК має кілька практичних переваг для клінічної роботи:

1. Зниження ймовірності ускладнень:

- Верифікація позиції клапана до фактичної імплантації зменшує ризик параклапанних витоків, некоректного відкриття стулок, дислокації клапана та травматизації кореня аорти.

- Симуляційні дані дозволяють визначити найбільш безпечні параметри для конкретного пацієнта, враховуючи його анатомічні особливості та наявність кальцифікацій.

2. Покращення гемодинамічних результатів:

- Тривимірна модель дозволяє передбачити розподіл потоків крові та потенційні зони турбулентності, що сприяє оптимальному відкриттю і закриттю стулок протезного клапана.

- Це знижує градієнти тиску через клапан і забезпечує адекватний серцевий викид.

3. Індивідуалізація лікування:

- 3D-моделювання дозволяє адаптувати вибір типу і розміру протезного клапана під конкретного пацієнта.

- Забезпечує врахування анатомічних варіацій, що неможливо оцінити лише за даними КТ або ехокардіографії.

4. Підвищення рівня підготовки хірургів:

- Використання симуляцій дозволяє хірургам вивчати анатомію пацієнта і моделювати різні сценарії імплантації до початку реальної операції.

- Це сприяє зменшенню стресу під час втручання та підвищенню точності дій у складних анатомічних випадках.

5. Застосування у навчанні та дослідженнях:

- 3D-моделі служать навчальним інструментом для молодих хірургів та студентів медичних факультетів, дозволяючи відпрацьовувати навички планування та імплантації клапана в безпечному віртуальному середовищі.

- Дані моделювання можуть бути використані для порівняння ефективності різних типів протезів і розробки нових методів доставки.

Верифікація тривимірних моделей і їх інтеграція у клінічне планування дозволяють суттєво підвищити безпеку і передбачуваність процедур ТІАК. Клінічне значення моделювання включає:

- Мінімізацію інтраопераційних ризиків: попереднє тестування різних сценаріїв розташування клапана знижує ймовірність небезпечних ускладнень.

- Покращення довгострокових результатів: оптимальне позиціонування і точне розгортання стента забезпечують тривалу функціональність клапана.

- Підвищення ефективності роботи хірургів: завдяки наочній візуалізації анатомії і можливості репетиції процедури, хірург отримує більш впевнені дії під час операції.

- Інноваційний підхід у кардіохірургії: інтеграція 3D-моделей стає стандартом передових медичних центрів, що сприяє розвитку персоналізованої медицини.

Таким чином, верифікація моделювання не лише допомагає передбачити і уникнути потенційних ускладнень, але й надає хірургам інструмент для детального планування та контролю над кожним етапом транскатетерної імплантації аортального клапана. Використання 3D-моделей у клінічній практиці підвищує безпеку, покращує гемодинамічні результати та дозволяє здійснювати персоналізований підхід до лікування пацієнтів із стенозом

аортального клапана, що в цілому сприяє зменшенню післяопераційних ускладнень та підвищенню якості життя хворих.

### Висновки до розділу 3

У третьому розділі було проведено всебічне дослідження процесу симуляції транскатетерної імплантації штучного аортального клапана, із особливим акцентом на аналіз розташування протеза всередині анатомічної структури кореня аорти. Симуляційні експерименти дозволили відтворити процедуру з високою точністю та реалістичністю, що відкриває можливості для детального вивчення та практичного опанування технічних аспектів втручання.

Під час моделювання враховувалися численні фактори, що впливають на оптимальне положення клапана, включаючи геометрію кореня аорти, взаємне розташування стулок, а також потенційні напруження на стінки судини. На основі отриманих даних були розроблені рекомендації та стратегії для мінімізації ризику ускладнень, таких як параклапанні витоки або локальна деформація аорти, що дозволяє підвищити безпеку та ефективність втручання.

Результати симуляції підтвердили високий потенціал використання тривимірних моделей для підготовки до процедур транскатетерної імплантації. Такий підхід не лише сприяє формуванню навичок хірургів у віртуальному середовищі, але й дозволяє заздалегідь оцінити можливі проблемні сценарії та спланувати оптимальне розташування протеза у конкретного пацієнта.

Таким чином, проведене дослідження засвідчує значущість інтеграції цифрових та 3D-технологій у сучасну кардіохірургію. Отримані результати підтверджують, що моделювання та симуляція процедур ТІАК не лише підвищують практичну підготовку хірургів, але й сприяють розвитку та вдосконаленню методів та технологій імплантації аортального клапана, забезпечуючи більш передбачувані та безпечні клінічні результати.

## РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА КЛІНІЧНА ІНТЕРПРЕТАЦІЯ

### 4.1 Порівняння тривимірних моделей з клінічними даними

Одним із ключових етапів оцінки ефективності створених тривимірних моделей кореня аорти та системи доставки штучного клапана є їх порівняння з клінічними даними. Для цього використовуються сучасні методи медичної візуалізації, насамперед комп'ютерна томографія (КТ) та черезстравохідна ехокардіографія (ЧЕхоКГ), які дозволяють отримати детальні анатомічні зображення пацієнта у високій роздільній здатності. Верифікація моделі на основі цих даних є критично важливою для підтвердження її точності, що визначає можливість використання моделі для передопераційного планування та симуляційних досліджень.

Процес порівняння включає кілька етапів. Спершу проводяться аналогічні вимірювання на клінічних зображеннях та на створеній 3D-моделі. Серед основних параметрів — діаметри синусів Вальсальви, вентрикуло-аортального з'єднання, міжспайкові відстані, а також товщина стулок та розташування коронарних отворів. Ретельне зіставлення цих величин дозволяє визначити середнє відхилення між моделю та клінічними даними, а також ідентифікувати зони, де можливі неточності. У більшості досліджених випадків відхилення не перевищує 0,3–0,5 мм, що свідчить про високу точність відтворення анатомічних структур. При цьому найбільшою похибкою відзначаються регіони із складною геометрією або наявністю вираженої кальцифікації, де структура клапана може бути нерівномірною.

Верифікація моделей на основі КТ дозволяє оцінити точність тривимірного представлення внутрішніх порожнин аорти та розташування клапана, а використання ЧЕхоКГ додає інформацію про функціональні аспекти, зокрема рухливість стулок та динаміку кровотоку. Це поєднання анатомічної та функціональної оцінки забезпечує всебічну валідацію моделі та підвищує її клінічну цінність.

Виявлення розбіжностей між моделлю та клінічними даними має важливе значення для оптимізації процедур ТІАК. Наприклад, у разі, якщо модель показує дещо менший діаметр вентрикуло-аортального з'єднання порівняно з КТ, це може вплинути на вибір діаметра штучного клапана або положення стента. Аналіз таких відмінностей дозволяє скорегувати параметри моделювання, забезпечивши більш точне прогнозування гемодинамічних наслідків та механічних навантажень на аорту.

Крім того, порівняння з клінічними даними є важливим інструментом для підвищення довіри хірургів до симуляційних моделей. Тривимірні моделі, підтвержені КТ та ЧЕхоКГ, можуть слугувати не лише для планування оптимального положення клапана, але й для моделювання різних сценаріїв імплантації у пацієнтів із специфічними анатомічними особливостями. Це дозволяє прогнозувати ризики параклапанних витоків, недостатнє відкриття або закриття стулок, а також вплив аортальної геометрії на механічні навантаження під час розгортання стента.

Отже, порівняння тривимірних моделей із клінічними даними є критично важливим етапом у процесі створення достовірних симуляційних моделей. Воно забезпечує високий рівень точності анатомічного відтворення, дозволяє ідентифікувати потенційні джерела похибок, оптимізувати планування ТІАК і, як наслідок, підвищити безпеку та ефективність втручання. У перспективі інтеграція цих методів у клінічну практику сприяє розвитку персоналізованого підходу до імплантації аортального клапана та мінімізації ймовірності ускладнень.

#### 4.2 Оцінка гемодинамічних ефектів та механічних навантажень

Оцінка гемодинамічних ефектів та механічних навантажень у процесі транскатетерної імплантації аортального клапана є критично важливим етапом, що дозволяє оцінити вплив позиціонування протезного клапана на функціонування серцево-судинної системи та визначити потенційні ризики

ускладнень. Для цього застосовуються тривимірні моделі кореня аорти, інтегровані з моделями стента та системи доставки клапана, у поєднанні з методами обчислювальної механіки та симуляціями кровотоку (CFD — Computational Fluid Dynamics).

Першим кроком у оцінці є аналіз напружень у корені аорти при різних сценаріях розташування клапана. Кожне положення протезу створює індивідуальний розподіл механічних сил на аортальну стінку та навколишні структури. Максимальні напруження зазвичай локалізуються у місцях контакту стента зі стінкою аорти, особливо в ділянках синусів Вальсальви та вентрикуло-аортального з'єднання. Виявлено, що при центральному розташуванні клапана, що симетрично перекриває площину вентрикуло-аортального з'єднання, напруження розподіляються більш рівномірно, тоді як зміщення клапана на 2 мм у верхню або нижню частину призводить до локалізованого підвищення напружень, яке може перевищувати допустимі фізіологічні межі. Це підвищує ризик пошкодження ендотелію, розвитку мікротріщин у корені аорти та потенційних зон дисекції.

Другим ключовим аспектом є оцінка впливу положення клапана на гемодинаміку кровотоку. Розташування протезу безпосередньо визначає ефективність відкриття і закриття стулок, а також формування градієнтів тиску на клапані. Центроване розташування забезпечує оптимальний потік крові від лівого шлуночка у висхідну аорту, мінімізуючи турбулентність та шкiрований перепад тиску. У разі зміщення клапана у верхню частину (над площиною вентрикуло-аортального з'єднання) спостерігається часткове перекриття вихідного потоку, що підвищує локальні градієнти тиску, зростає турбулентність та підвищується ризик розвитку параклапанних витоків. Зміщення у нижню частину може призвести до неповного відкриття стулок протезу під час систоли, що збільшує опір кровотоку та навантаження на лівий шлуночок.

Аналіз гемодинамічних показників включає розрахунок швидкостей потоку, об'ємних та пікованих градієнтів тиску, а також оцінку шорсткості та турбулентності потоку. Симуляції показують, що правильне позиціонування

клапана дозволяє досягти більш рівномірного розподілу швидкостей, зменшення зон рециркуляції крові та мінімізацію гіпернапружених ділянок на стінках аорти. Неправильне розташування протезу, навпаки, підвищує локальні гідродинамічні навантаження, що у клінічному контексті може призвести до параклапанної регургітації, мікроутворень тромбів та підвищеного ризику ендотеліальних ушкоджень.

Додатковим етапом оцінки є аналіз потенційних зон ризику розвитку ускладнень. На основі симуляцій встановлено, що зони високого механічного стресу, розташовані у ділянках синусів Вальсальви або поблизу комісур стулок, можуть стати місцями потенційної кальцифікації або травматизації ендотелію. У свою чергу, турбулентність потоку та нерівномірний градієнт тиску можуть сприяти формуванню параклапанних витоків, особливо у випадках, коли клапан був неправильно підібраний за розміром або зміщений від оптимальної позиції. Ці результати підкреслюють критичну роль точного планування та симуляції для зниження ризику післяопераційних ускладнень.

Крім того, моделювання механічних навантажень дозволяє порівнювати різні конструкції штучних клапанів та систем доставки. Наприклад, стенти з різною жорсткістю матеріалу або різними геометричними характеристиками демонструють відмінності у розподілі напружень на аортальні стінки та стулки клапана. Це має безпосереднє клінічне значення, оскільки дозволяє хірургам обирати найбільш оптимальний тип протезу та систему доставки, адаптовану до анатомічних особливостей конкретного пацієнта.

Таким чином, комплексна оцінка гемодинамічних ефектів та механічних навантажень дозволяє:

1. Визначити оптимальне положення штучного клапана для забезпечення ефективного потоку крові та мінімізації градієнтів тиску.
2. Ідентифікувати потенційні зони ризику розвитку ускладнень, таких як параклапанні витоки, підвищений стрес на корінь аорти та неповне відкриття стулок.

3. Вибрати найбільш придатну конструкцію протезу та систему доставки для конкретного пацієнта з урахуванням анатомічних особливостей.

4. Підвищити безпеку та ефективність процедур ТІАК, сприяючи мінімізації післяопераційних ускладнень та покращенню клінічних результатів.

Результати аналізу підкреслюють важливість інтеграції тривимірного моделювання та симуляцій механіки кровотоку у планування транскатетерної імплантації. Це забезпечує можливість прогнозування поведінки клапана у реальних умовах, оцінки ризиків та підвищення точності хірургічного втручання, що особливо важливо для пацієнтів із високим ризиком та складною анатомією кореня аорти.

#### 4.3 Клінічні рекомендації на основі симуляцій

Сучасна кардіохірургія значною мірою покладається на точні та персоналізовані підходи до планування транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК). Використання тривимірних моделей кореня аорти, інтегрованих із системами доставки штучного клапана, дозволяє хірургам прогнозувати поведінку протезу у конкретного пацієнта та формувати обґрунтовані клінічні рішення. Підрозділ 4.3 присвячений розробці клінічних рекомендацій на основі симуляцій, що враховують анатомічні особливості, ризики неправильного позиціонування та можливості мінімізації ускладнень.

Вибір оптимального положення штучного клапана визначається не лише стандартними анатомічними орієнтирами, такими як площа вентрикуло-аортального з'єднання, синуси Вальсальви та комісури стулок, але й індивідуальними анатомічними особливостями пацієнта. Симуляції демонструють, що зміщення клапана на 2 мм у верхню або нижню частину площини ВАЗ може суттєво змінювати розподіл напружень на корінь аорти та гемодинаміку кровотоку. У цьому контексті клінічні рекомендації включають:

1. Центральне розташування клапана: оптимальне для пацієнтів із класичною геометрією кореня аорти. Центр протезу повинен співпадати з

площиною вентрикуло-аортального з'єднання, що забезпечує рівномірний розподіл навантаження на стінки аорти та мінімізацію турбулентності потоку.

2. Корекція при високих синусах Вальсальви: у пацієнтів із великими або асиметричними синусами необхідно змістити клапан трохи вниз, щоб уникнути параклапанних витоків у зоні комісур та забезпечити повне закриття стулок.

3. Адаптація до низьких коренів аорти або коронарного домінування: у таких випадках клапан може бути трохи піднятий, щоб забезпечити адекватний кровоток у коронарні артерії та уникнути оклюзії.

Таким чином, індивідуальна оцінка анатомії пацієнта з використанням тривимірних моделей дозволяє максимально персоналізувати позиціонування клапана та уникнути загальних схем, що не враховують унікальні анатомічні особливості.

Параклапанні витоки та неповне відкриття або закриття стулок є одними з основних ускладнень ТІАК. Симуляційні моделі дозволяють прогнозувати зони потенційних витоків, що виникають при неправильному розташуванні клапана, та вплив різної жорсткості стента на стінки аорти. На основі результатів моделювання розроблено наступні стратегії зменшення ризику:

1. Точне визначення розміру протезного клапана: симуляції дозволяють порівняти діаметри синусів Вальсальви, міжспайкові відстані та вентрикуло-аортальне з'єднання з розмірами протезу, що допомагає уникнути надмірного стиснення або слабкого закріплення.

2. Урахування анатомічної асиметрії: виявлення перекосу синусів, кальцифікатів або деформацій клапанних стулок допомагає оптимально спрямувати стент під час доставки, зменшуючи ризик щілин між протезом та аортальним кільцем.

3. Оптимізація положення за допомогою візуалізації та навігації: комбінування тривимірних моделей з інтегрованими даними КТ та ехокардіографії дозволяє хірургу контролювати позиціонування клапана в

режимі реального часу та коригувати його при найменшій відхиленні від оптимальної траєкторії.

4. Симуляція динаміки кровотоку: моделювання турбулентності та градієнтів тиску дозволяє оцінити потенційні проблеми з гемодинамікою до фактичного втручання, що сприяє попередньому коригуванню позиції клапана.

Ці стратегії зменшують ризик параклапанних витоків, забезпечують повне відкриття та закриття стулок та мінімізують механічний стрес на корінь аорти, підвищуючи безпеку процедури.

Впровадження тривимірних моделей у клінічну практику має кілька ключових переваг, які можна використовувати для підвищення ефективності ТІАК:

1. Персоналізоване планування процедури: моделі дозволяють хірургам детально ознайомитися з анатомією пацієнта, включаючи асиметрії синусів Вальсальви, положення комісур, кальцифікації та особливості кореня аорти.

2. Попереднє тестування різних сценаріїв розташування клапана: симуляції дають змогу оцінити три або більше варіантів позиціонування клапана та обрати оптимальний з точки зору гемодинаміки та безпеки.

3. Оцінка взаємодії системи доставки з анатомією: моделювання катетера, балона та стента дозволяє прогнозувати деформації стента під час навігації судинами та визначати ризик травматизації аортальної стінки.

4. Навчальний ефект для хірургів: тривимірні моделі служать цінним інструментом для тренування та підвищення кваліфікації персоналу, особливо при роботі з високоризиковими пацієнтами.

5. Підвищення безпеки пацієнта: завдяки симуляціям можна прогнозувати і мінімізувати післяопераційні ускладнення, такі як параклапанні витoki, підвищені градієнти тиску та дисфункції клапана.

6. Інтеграція з клінічними протоколами: отримані дані можна безпосередньо використовувати для складання передопераційних планів,

адаптованих до конкретного пацієнта, що підвищує точність та ефективність процедури.

Таким чином, впровадження тривимірного моделювання у клінічну практику ТІАК дозволяє:

- формувати обґрунтовані клінічні рішення щодо вибору положення клапана;
- зменшувати ризики параклапаних витоків та механічних ускладнень;
- прогнозувати гемодинамічні наслідки та оптимізувати роботу серця після втручання;
- підвищувати безпеку та точність процедур завдяки персоналізованому підходу.

Висновок: тривимірні моделі є незамінним інструментом для передопераційного планування, що дозволяє поєднати анатомічну точність, прогнозування гемодинаміки та мінімізацію ризиків у процесі ТІАК, тим самим підвищуючи клінічні результати та безпеку пацієнтів.

#### 4.4 Перспективи інтеграції тривимірного моделювання у кардіохірургічну практику

Сучасна кардіохірургія все більше покладається на цифрові технології та персоналізовані підходи до лікування серцево-судинних захворювань. Особливо актуальним є використання тривимірного моделювання кореня аорти та систем доставки штучного клапана при транскатетерній імплантації аортального клапана (ТІАК). Цей підрозділ присвячений аналізу перспектив впровадження тривимірних моделей у клінічну практику, їхньому освітньому та практичному значенню, а також можливостям розвитку персоналізованих рішень для пацієнтів.

Одним із ключових напрямів інтеграції 3D-моделей у кардіохірургічну практику є їх використання для навчання та тренування хірургів. Традиційні

методи підготовки, такі як анатомічні атласи або відеооперації, не завжди дозволяють відчутти повну просторову складність серцевих структур. Тривимірні моделі надають можливість:

1. Візуалізації складних анатомічних конфігурацій – кожна модель демонструє індивідуальні особливості кореня аорти, синусів Вальсальви, комісур і стулок клапана, що дозволяє хірургу оцінити варіанти оптимального розташування протезу.

2. Симуляції різних сценаріїв ТІАК – моделі дозволяють тестувати декілька варіантів позиціонування клапана, оцінювати розподіл механічних навантажень та прогнозувати гемодинамічні ефекти, що є цінним для практичного тренування.

3. Навчання молодих спеціалістів – можливість повторюваних симуляцій без ризику для пацієнта дозволяє формувати навички точного розміщення клапана та взаємодії системи доставки з анатомією серця.

4. Аналіз ускладнень – тренувальні моделі дають змогу відпрацьовувати стратегії усунення параклапанних витоків, обмеженого відкриття стулок або деформації стента, підвищуючи рівень підготовки хірурга до реальних процедур.

Таким чином, тривимірне моделювання слугує потужним освітнім інструментом, який допомагає поєднати теоретичні знання та практичні навички, значно підвищуючи кваліфікацію та впевненість хірурга під час мінімально інвазивних втручань.

Інтеграція 3D-моделювання відкриває можливості для створення індивідуалізованих рішень для кожного пацієнта. На основі тривимірних моделей кореня аорти можна:

1. Планувати оптимальний розмір та форму протезного клапана – враховуючи діаметри синусів Вальсальви, вентрикуло-аортального з'єднання, міжспайкові відстані та наявність кальцифікацій.

2. Розробляти персоналізовані системи доставки – моделювання катетера, балона та стента дозволяє прогнозувати поведінку стента під час навігації та забезпечити більш точне позиціонування протезу.

3. Зменшувати ризики ускладнень – індивідуальна адаптація системи доставки до анатомічних особливостей пацієнта зменшує ймовірність параклапанних витоків, травмування аортальної стінки та дисфункцій клапана.

4. Покращувати гемодинамічні результати – симуляції потоків крові та градієнтів тиску дозволяють передбачити наслідки різних варіантів позиціонування клапана та забезпечити максимальну ефективність втручання.

Впровадження таких персоналізованих рішень не лише підвищує безпеку пацієнта, але й створює передумови для подальшого розвитку інновацій у кардіохірургії, включаючи виробництво протезів на замовлення, спеціалізованих для конкретного пацієнта.

Попри значні досягнення у сфері тривимірного моделювання, існує кілька напрямів, які потребують подальшого дослідження для покращення точності і прогнозованості процедур ТІАК:

1. Покращення якості моделювання тканин – розвиток моделей, що відтворюють еластичність та механічні властивості стінок аорти та клапана, дозволить точніше прогнозувати деформації стента та напруження на клапані.

2. Інтеграція реалістичної гемодинаміки – моделювання потоків крові в режимі реального часу, включаючи турбулентності та зміни тиску під час серцевого циклу, забезпечить більш точне передбачення післяопераційних результатів.

3. Використання штучного інтелекту та алгоритмів машинного навчання – автоматизація аналізу анатомічних даних та прогнозування оптимального положення клапана з урахуванням індивідуальних анатомічних особливостей пацієнта.

4. Створення бібліотек моделей для різних категорій пацієнтів – накопичення даних про різні конфігурації кореня аорти дозволить розробляти стандартизовані алгоритми планування для складних клінічних випадків.

5. Комбіновані симуляції та віртуальна реальність – інтеграція 3D-моделей із VR/AR-технологіями забезпечить можливість тренування хірургів у повністю інтерактивному середовищі та прогнозування процедур до фактичного втручання.

Тривимірне моделювання кореня аорти та систем доставки клапана є перспективним напрямом розвитку сучасної кардіохірургії. Її інтеграція дозволяє:

- підвищити ефективність навчання та практичної підготовки хірургів;
- забезпечити персоналізоване планування процедур та протезів для конкретного пацієнта;
- мінімізувати ризики ускладнень та підвищити точність позиціонування клапана;
- створити базу для подальших досліджень та впровадження інноваційних технологій у клінічну практику.

Отже, перспективи інтеграції тривимірного моделювання у кардіохірургічну практику охоплюють як освітній, так і клінічний аспекти, відкриваючи нові можливості для підвищення безпеки, ефективності та персоналізації процедур ТІАК.

#### Висновки до розділу 4

Четвертий розділ присвячений аналізу клінічної цінності тривимірного моделювання у контексті транскатетерної імплантації аортального клапана (ТІАК) та оцінки механічних, гемодинамічних і анатомічних аспектів проведення процедури. На основі проведених досліджень можна сформулювати кілька ключових висновків щодо значення 3D-моделей у сучасній кардіохірургії та їхнього потенціалу для підвищення безпеки та ефективності хірургічних втручань.

Використання тривимірних моделей кореня аорти та систем доставки штучного клапана надає унікальну можливість для точного передопераційного

планування. Моделі дозволяють відтворити індивідуальні анатомічні особливості пацієнта, включаючи діаметри синусів Вальсальви, вентрикуло-аортального з'єднання та міжспайкові відстані, на основі яких можна оптимально обирати тип, розмір і положення протезного клапана.

Клінічна цінність 3D-моделювання проявляється у декількох ключових аспектах:

1. Покращення візуалізації анатомії – моделі дають можливість повного тривимірного огляду кореня аорти, що допомагає хірургам зрозуміти складну топографію клапана та прилеглих структур.

2. Підвищення точності процедурного планування – інтеграція моделювання з даними КТ та ехокардіографії дозволяє перевірити розташування протеза, передбачити взаємодію стента з аортальними стінками та уникнути критичних помилок позиціонування.

3. Можливість тренування та симуляції – передопераційні симуляції дозволяють відпрацювати різні варіанти розташування клапана та прогнозувати гемодинамічні наслідки, що є безцінним для підготовки хірурга та навчання молодих спеціалістів.

Результати моделювання показують, що точне позиціонування протезного клапана є критичним фактором для запобігання ускладненням, таким як параклапанні витоки, недостатнє відкриття або закриття клапана та надмірне навантаження на стінки аорти. Симуляції дозволяють:

1. Оцінити напруження та розподіл механічних навантажень – аналіз стресових зон допомагає виявити потенційні точки високого ризику, де ймовірна деформація стента або пошкодження аортальної стінки.

2. Прогнозувати гемодинамічні ефекти – тривимірні моделі дозволяють імітувати потоки крові та градієнти тиску у різних варіантах розташування клапана, що забезпечує вибір оптимальної позиції для забезпечення адекватного кровотоку та зменшення регургітації.

3. Планувати профілактику ускладнень – можливість моделювати кілька сценаріїв дозволяє заздалегідь оцінити ризики параклапанних витоків,

обмеження рухливості стулок або контакт стента з анатомічними структурами, що потенційно знижує кількість післяопераційних ускладнень.

Інтеграція тривимірного моделювання у клінічну практику відкриває нові можливості для персоналізованого підходу до лікування пацієнтів із аортальним стенозом:

1. Індивідуальний підбір протезу та системи доставки – на основі точних анатомічних даних можна розробляти персоналізовані протези клапана та адаптовані катетери, що максимально відповідають структурі серця конкретного пацієнта.

2. Оптимізація процедурного планування – 3D-моделі забезпечують прогнозування різних варіантів розташування клапана, враховуючи унікальні анатомічні особливості, що дозволяє зменшити ймовірність помилок під час реальної операції.

3. Підвищення безпеки та ефективності втручань – тривимірне моделювання дозволяє мінімізувати ризики ускладнень, зменшити травматичність процедур та забезпечити більш передбачувані гемодинамічні результати.

4. Освітній та дослідницький потенціал – використання моделей у навчанні та наукових дослідженнях дозволяє удосконалювати техніку ТІАК, впроваджувати нові методики та підвищувати загальний рівень кардіохірургічної практики.

На основі проведеного аналізу можна зробити висновок, що тривимірне моделювання кореня аорти та систем доставки штучного клапана є потужним інструментом клінічного планування та персоналізованого підходу до пацієнта. Використання моделей сприяє:

- підвищенню точності позиціонування протеза;
- зменшенню кількості ускладнень, таких як параклапанні витоки та порушення функції клапана;
- поліпшенню гемодинамічних показників та передбачуваності післяопераційного періоду;

- розширенню можливостей навчання та підвищення кваліфікації хірургів.

Таким чином, результати досліджень четвертого розділу підтверджують значимість тривимірного моделювання для підвищення безпеки та ефективності процедур ТІАК, а також підкреслюють його роль у розвитку персоналізованої медицини та сучасних кардіохірургічних технологій.

## 5. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

### 5.1 Технологічний аудит результатів наукової роботи з розроблення 3D моделей великих артерій людини (в подальшому – розробки)

Як відомо, розроблення 3D моделей великих артерій людини є актуальним напрямом біомедичної інженерії, що сприяє покращенню діагностики, плануванню хірургічних втручань та навчальних процесів у медицині.

Значення застосування 3D моделей у медичній практиці зростає у зв'язку з потребою в персоналізованих підходах до лікування серцево-судинних захворювань, які залишаються провідною причиною смертності у світі. Сучасні технології створення таких моделей базуються на обробці даних комп'ютерної томографії та МРТ з використанням CAD-систем, 3D-реконструкції та адитивного виробництва. Такі відомі програмні аналоги, як Mimics (Materialise), Simpleware (Synopsys) та 3D Slicer, дозволяють формувати точні анатомічні репліки судинних структур, що суттєво полегшує встановлення діагнозу та пришвидшує процес лікування пацієнтів, а також забезпечує індивідуальний підхід до кожного з них.

Тому метою цієї магістерської роботи стала розробка власних 3D моделей із врахуванням індивідуальних особливостей пацієнта, що відкриває нові можливості для медичного моделювання, навчання та симуляцій хірургічних операцій.

Для встановлення комерційного потенціалу нашої наукової розробки було запрошено 3-х шановних експертів: к.т.н., доцента Тимчика С.В., к.т.н., доцента Паламарчук М.В. та доктора філософії Криворучка І.О.

Для оцінювання комерційного потенціалу нашої розробки було використано методика (критерії), наведену в таблиці 5.1 [40].

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

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
<b>Технічна здійсненність концепції:</b>					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах

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

		наявних фахівців			
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування

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

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал результатів нашої наукової розробки за рекомендованими критеріями шляхом виставлення бальних оцінок, які зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного експертного оцінювання було встановлено рівень комерційного потенціалу результатів нашої наукової розробки. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [40].

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

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	С.В. Тимчик	М.В. Паламарчук	І.О. Криворучко
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	3	3
2	4	3	3
3	4	3	3
4	4	3	3
5	3	4	3
6	4	3	3
7	3	4	3
8	3	3	3
9	4	3	3
10	3	4	3
11	4	4	3
12	3	3	3
Сума балів	СБ <sub>1</sub> = 43	СБ <sub>2</sub> = 40	СБ <sub>3</sub> = 36
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{43 + 40 + 36}{3} = \frac{119}{3} = 39,66$		

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

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

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 39,66 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що результати нашої наукової розробки мають рівень комерційного потенціалу, який перебуває на межі між «вище середнього» і «високий». Це пояснюється тим, що результати нашої наукової розробки будуть мати дуже великі перспективи для використання, які сьогодні навіть важко спрогнозувати і оцінити.

## 5.2 Розрахунок витрат на виконання наукової роботи з розроблення 3D моделей великих артерій людини (в подальшому – розробки)

Під час здійснення нашої роботи були зроблені такі основні витрати:

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

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

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

Для 2025 року приймемо, що:

$M = (8000 \dots 8000)$  грн/місяць;

$T_p$  – число робочих днів в місяці; приймемо  $T_p = 25$  днів;

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

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

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	30000	$\approx 1200$	20 годин	$(1200 / 6) \times 20 = \approx 4000$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000 грн	320	68 днів	$\approx 21760$

3. Консультанти-лікарі	55000	$\approx 2200$	6 днів	13200 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	22500	$\approx 900$	1,5 години	$(900 / 6) \times 1,5 = 225,00$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_o = 39185$ грн

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

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

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

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

$$Z_d = 0,12 \times 39185 = 4702,20 \approx 4703 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату  $HЗП_{зп}$  розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

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

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

$$HЗН_{зп} = (39185 + 4703) \times 0,22 = 9655,36 \approx 9656 \text{ грн.}$$

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

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

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

$H_a$  – річна норма амортизаційних відрахувань.

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

$T$  – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	140000	25	3,0 (при 85% використанні)	7437,5 $\approx$ 7438
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	64000	2,5	3,0 (при 70% використанні)	280
3. Приміщення лікарні	54000	2,5	3,0 (при 30% використанні)	101,25 $\approx$ 102
Всього				A = 7820 грн

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

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \text{ грн,} \quad (5.5)$$

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

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

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

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

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 4000 грн.

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

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

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

$P$  – установлена потужність обладнання, кВт;  $P = 1,55$  кВт;

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

Прийmemo, що  $\Phi = 265$  годин;

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

$K_{д}$  – коефіцієнт корисної дії,  $K_{д} = 0,78$ .

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$B_e = \frac{B \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_{д}} = \frac{6,0 \cdot 1,55 \cdot 265 \cdot 0,82}{0,78} = 2590,88 \approx 2591 \text{ грн.}$$

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

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

Для нашого випадку отримаємо:

$$B_{\text{інш}} = 1,75 \times 39185 = 68573,75 \approx 68574 \text{ грн.}$$

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

$$B = 39185 + 4703 + 9656 + 7820 + 4000 + 2591 + 68574 = 136529 \text{ грн.}$$

л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

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

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

Оскільки наша наукова розробка на цей момент часу потребує свого продовження, то можна умовно прийняти, що,  $\beta \approx 0,5$  [40].

$$\text{Тоді: } B_{\text{заг}} = \frac{136529}{0,5} = 273058,00 \text{ грн або приблизно 274 тисячі грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на виконання наукової роботи з розроблення 3D моделей великих артерій людини можуть становити 274 тисяч грн.

5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок нашої розробки

Проведене дослідження ринку показало, що результати нашої розробки знайдуть дуже широке застосування на ринку лікувальних послуг. Основними користувачами нашої розробки будуть лікарі-ангіологи, флебологи, хірурги тощо.

Наразі орієнтовна вартість розроблення 3D-моделей великих артерій людини залежить від багатьох складових: складності моделювання, результатів КТ/МРТ, ступеня деталізації та цілей.

Сьогодні на ринку базова 3D-модель (спрощена анатомія великих артерій) вартує від \$300 до \$800; точна анатомічна модель на основі КТ/МРТ-даних (ручна сегментація) – (\$800...\$2500); модель для медичного планування та біомеханічних симуляцій – \$2500...\$8000), а комплексна система великих артерій високої точності – (\$8000...\$20000) тощо.

Одним із важливих факторів, що ускладнює процес прогнозування економічного ефекту від впровадження результатів нашої розробки, є те, що самих різ--новидностей таких моделей може бути дуже багато, оскільки кожна людина практично має свою модель великих артерій. Тому проведено розрахунок економічного ефекту від впровадження нашої розробки на дещо умовному прикладі, який характеризує сутність цього процесу.

Припустимо, що на сьогодні кількість реальних користувачів подібних розробок становить 1000 осіб. Не виникає сумніву, що попит на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження буде зростати. Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 100 шт. (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 250 шт. (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +80 шт., оскільки можуть з'явитися нові, більш ефективні розробки.

Окрім того, приймемо за базову ціну нашої розробки \$700 або приблизно 28000 грн. А оскільки наша розробка буде має значно кращі функціональні

можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 30000 грн, тобто на 2000 грн дорожче.

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

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

де  $\Delta\Pi_o$  – збільшення ціни реалізації розробки  $\Delta\Pi_o = 30 - 28 = + 2$  тисячі грн;

$N$  – обсяг діяльності у році до впровадження розробки;  $N = 1000$  шт.;

$\Delta N$  – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 100 шт., у 2027 році + 250 шт., у 2028 році + 80 шт. (відносно базового 2025 року);

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

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

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

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати  $\rho = (0,2 \dots 0,5)$ ; візьмемо середній рівень  $\rho = 0,35$ ;

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

Тоді можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_1$ ,  $\Delta\Pi_2$ ,  $\Delta\Pi_3$  для потенційного інвестора протягом першого, другого та третього років від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [2 \cdot 1000 + 30 \cdot 100] \cdot 0,8333 \cdot 0,35 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1195,78 \approx 1196 \text{ тисяч}$$

грн.

$$\Delta\Pi_2 = [2 \cdot 1000 + 30 \cdot 250] \cdot 0,8333 \cdot 0,35 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2271,99 \approx 2272 \text{ тисяч грн.}$$

$$\Delta\Pi_3 = [2 \cdot 1000 + 30 \cdot 80] \cdot 0,8333 \cdot 0,35 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1052,29 \approx 1053 \text{ тис. грн.}$$

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

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

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

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

$\tau$  – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що  $\tau = 0,12$  (12%);

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

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

$$\text{ПП} = \frac{1196}{(1 + 0,12)^2} + \frac{2272}{(1 + 0,12)^3} + \frac{1053}{(1 + 0,12)^4} \approx 953 + 1617 + 669 = 3239 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації):  $PV = K \times V_{\text{заг}} = (1,0 \dots 5,0) \times V_{\text{заг}}$ ,

де  $V_{\text{заг}} = 274$  тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = 2,5 \times 274 = 685 \text{ тисячі грн.}$$

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

$$E_{abc} = \text{ПП} - \text{PV} = 3239 - 685 = 2554 \text{ тисяч грн.}$$

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

$$E_B = T_{\text{ж}} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{\text{PV}}} - 1, \quad (5.12)$$

де  $E_{abc}$  – абсолютний ефект вкладених інвестицій;  $E_{abc} = 2554$  тисяч грн;

$\text{PV}$  – теперішня вартість початкових інвестицій  $\text{PV} = 685$  тисячі грн;

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

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

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_B = \sqrt[4]{1 + \frac{2554}{685}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 3,7284} - 1 = \sqrt[4]{4,7284} - 1 = 1,475 - 1 = 0,475 \approx 47,5\%.$$

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

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

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

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні  $d = (0,10 \dots 0,18)$ . Прийmemo, що  $\tau = 13\%$ .

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

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

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,13 + 0,30 = 0,43 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 43\%.$$

Оскільки величина  $E_B = 47,5\% > \tau_{\text{мін}} = 43\%$ , то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок і комерціалізації нашої розробки.

Тоді термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію нашої розробки становитиме:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_{\text{в}}} = \frac{1}{0,475} \approx 2,1 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (5.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації нашої розробки.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 300 тисяч грн	≈ 274 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 2500 тисяч грн (за три роки)	2554 тисячі грн (при 12% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	47,5%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,1 рік	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники нашої розробки, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

## ВИСНОВКИ

У роботі проведено комплексне дослідження проблеми аортального стенозу з акцентом на сучасні підходи до його лікування, зокрема метод транскатетерної імплантації аортального клапана. У теоретичному розділі розкрито етіологію, патофізіологічні особливості та клінічні ускладнення аортального стенозу, а також проаналізовано існуючі комплексні підходи до лікування. Особливу увагу приділено операційним засобам транскатетерної імплантації та сучасним цифровим рішенням, які застосовуються для передопераційного планування та підвищення точності хірургічного втручання.

У ході практичної частини роботи здійснено створення тривимірних моделей кореня аорти на основі медичних зображень, виконано оцінку їх геометричної відповідності анатомічним особливостям пацієнта, а також розроблено модель штучного аортального клапана та системи його доставки. Отримані 3D-моделі дозволяють детально відтворити анатомію досліджуваної ділянки та забезпечують основу для подальшого комп'ютерного моделювання і симуляції операційних етапів.

На наступному етапі виконано симуляцію проведення транскатетерної імплантації штучного аортального клапана та досліджено його просторове розташування у корені аорти. Це дало змогу оцінити коректність позиціонування клапана, потенційні ризики ускладнень та вплив анатомічних факторів на результат втручання.

У розділі аналізу результатів проведено порівняння отриманих тривимірних моделей і результатів симуляції з наявними клінічними даними, що підтвердило адекватність розроблених моделей та їхню практичну придатність для підтримки клінічних рішень. Застосування запропонованого підходу може сприяти підвищенню безпеки та ефективності транскатетерної імплантації аортального клапана за рахунок більш точного передопераційного планування.

В економічній частині виконано технологічний аудит результатів наукової роботи, розраховано витрати на розроблення тривимірних моделей великих

артерій людини та оцінено економічний ефект від можливого виведення розробки на ринок. Отримані розрахунки свідчать про економічну доцільність впровадження запропонованих цифрових рішень у клінічну практику.

Таким чином, результати роботи демонструють перспективність використання тривимірного моделювання та комп'ютерної симуляції для планування транскатетерної імплантації аортального клапана та створюють підґрунтя для подальших досліджень і вдосконалення персоналізованих підходів у кардіохірургії.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Patel A.R. Cardiac CT imaging in the era of artificial intelligence [Електронний ресурс] / Patel A.R., Khan A.S., Bhalla A.K. // 1. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7517138/>.
2. Большак О.О. Віддалені результати корекції мітральної недостатності з порушенням цілісності хордальнопапілярного континууму / Большак О.О, Мніщенко В.І, Трембовецька А.В. // Вісник серцево-судинної хірургії. – 2017. – №2. – С. 28–32.
3. Попадинець О.Г. Морфологічні прояви набутих вад клапанів серця людини запального і незапального генезу. / Попадинець О.Г, Білик Я.О, Чорній С.В. // Вісник медичних і біологічних досліджень. – 2022. – №3. – С. 36–40.
4. Long-term outcomes of anticoagulation for bioprosthetic valve thrombosis / Ioana Petrescu, Alexander C Egbe, Filip Ionescu та ін.]. // American College of Cardiology Foundation. – 2019. – №2. – С. 10–25.
5. Pulerwitz T.C. Optimizing cardiac CT protocols for comprehensive acquisition prior to percutaneous MV and TV repair/replacement / Pulerwitz T.C, Khalique O.K, Leb J. // JACC Cardiovasc Imaging. – 2020. – №13. – С. 9–7.
6. Guerrero M. A cardiac computed tomography-based score to categorize mitral annular calcification severity and predict valve embolization./ Wang D.D, Pursnani A., Eleid M., Khalique.O, Urena M, et al.// JACC Cardiovasc Imaging. – 2021. – №13. – С. 5–10.
7. Yoon S.H. Outcomes of transcatheter mitral valve replacement for degenerated bioprostheses, failed annuloplasty rings, and mitral annular calcification/ Whisenant B.K., Bleiziffer S., Delgado V., Dhoble A., Schofer N., et al.// Eur Heart J. – 2019– 40–С. 37– 41.
8. Kohli K. Transcatheter mitral valve planning and the Neo-LVOT: utilization of virtual simulation models and 3D printing.// Wei Z.A., Yoganathan A.P., Oshinski J.N., Leipsic J., Blanke P.// Curr Treat Options Cardiovasc Med.–2021–17– С. 10–20

9. Cui H. 3D bioprinting for cardiovascular regeneration and pharmacology. // Miao S., Esworthy T., Zhou X., Lee S.J., Liu C., Yu Z.X, Fisher JP, Mohiuddin M, Zhang L.G.// *Adv Drug Deliv Rev* – 2018 – C. 13-15
10. Gharleghi R., 3D Printing for Cardiovascular Applications: From End-to-End Processes to Emerging Developments Dessalles C.A, Lal R., McCraith S.// *Biomedical Engineering* – 2021 – C. 27–35
11. Mohr E. Accelerating cardiovascular research: recent advances in translational 2D and 3D heart models.// Thum T, Bär C.// *Eur J Heart Fail* – 2022 – 24 – C. 15-23
12. Ooms J.F. Computed Tomography-Derived 3D Modeling to Guide Sizing and Planning of Transcatheter Mitral Valve Interventions.//Wang D.D., Rajani R., Redwood S.// *JACC Cardiovasc Imaging* – 2021 – 14 – C. 6 –18.
13. Grab M. Development and Evaluation of 3D-Printed Cardiovascular Phantoms for Interventional Planning and Training.// Hopfner C., Gesenhues A., König F., Haas N.A., Hagl C., Curta A., Thierfelder N.// *J Vis Exp.* – 2021– 167 – C. 5 – 7.
14. Faletti R., 3D printing of the aortic annulus based on cardiovascular computed tomography: Preliminary experience in pre-procedural planning for aortic valve sizing.// Gatti M., Cosentino A., Bergamasco L., Cura Stura E.// *J Cardiovasc Computing Tomography* – 2019 – 5 – C. 391-397.
15. Ganguli A. 3D printing for preoperative planning and surgical training: a review.// Pagan-Diaz G.J., Grant L., Cvetkovic C.// *Biomed Microdevices* – 2019 – 3 – C.65.
16. Caforio F. A coupling strategy for a first 3D-1D model of the cardiovascular system to study the effects of pulse wave propagation on cardiac function.// Augustin C.M., Alastruey J., Gsell M.// *Computing Mechanic* – 2022 – 4 – C.703-722.
17. Mirsadraee S. Bioprosthetic valve thrombosis and degeneration following transcatheter aortic valve implantation (TAVI).// Sellers S., Duncan A., Hamadanchi A., Gorog D.A.// *The Royal College of Radiologists* – 2020 – 1 – C. 39 – 41.

18. Zhonghua S. Personalized Three-Dimensional Printed Models in Congenital Heart Disease.// Ivan Lyo, Yin How Wong., Chai Hong Yeong 2.// J. Clinical Medicine – 2019 – 4 – С. 2 – 7.
19. Hopfner C. Design and 3D printing of variant pediatric heart models for training based on a single patient scan.// Jakob A., Tengler A., Grab M., Thierfelder N.// 3D Printing in Medicine – 2021 – 25 – С. 5 – 7.
20. Nguyen D. Three-dimensional printing in cardiac electrophysiology: current applications and future directions.//EP Lab Digest – 2020 – 1 – С. 8 –10.
21. Patel A.R. Cardiac CT imaging in the era of artificial intelligence [Електронний ресурс] / Patel A.R., Khan A.S., Bhalla A.K. // 1. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7517138/>.
22. Большак О.О. Віддалені результати корекції мітральної недостатності з порушенням цілісності хордальнопапілярного континууму / Большак О.О, Мнішенко В.І, Трембовецька А.В. // Вісник серцево-судинної хірургії. – 2017. – №2. – С. 28–32.
23. Попадинець О.Г. Морфологічні прояви набутих вад клапанів серця людини запального і незапального генезу. / Попадинець О.Г, Білик Я.О, Чорній С.В. // Вісник медичних і біологічних досліджень. – 2022. – №3. – С. 36–40.
24. Long-term outcomes of anticoagulation for bioprosthetic valve thrombosis / Ioana Petrescu, Alexander C Egbe, Filip Ionescu та ін.]. // American College of Cardiology Foundation. – 2019. – №2. – С. 10–25.
25. Pulerwitz T.C. Optimizing cardiac CT protocols for comprehensive acquisition prior to percutaneous MV and TV repair/replacement / Pulerwitz T.C, Khalique O.K, Leb J. // JACC Cardiovasc Imaging. – 2020. – №13. – С. 9–7.
26. Guerrero M. A cardiac computed tomography-based score to categorize mitral annular calcification severity and predict valve embolization./ Wang D.D, Pursnani A., Eleid M., Khalique.O, Urena M, et al.// JACC Cardiovasc Imaging. – 2021. – №13. – С. 5–10.
27. Yoon S.H. Outcomes of transcatheter mitral valve replacement for degenerated bioprostheses, failed annuloplasty rings, and mitral annular calcification/

Whisenant B.K., Bleiziffer S., Delgado V., Dhoble A., Schofer N., et al.// *Eur Heart J.* – 2019– 40– C. 37– 41.

28. Kohli K. Transcatheter mitral valve planning and the Neo-LVOT: utilization of virtual simulation models and 3D printing.// Wei Z.A., Yoganathan A.P., Oshinski J.N., Leipsic J., Blanke P.// *Curr Treat Options Cardiovasc Med.*– 2021–17– C. 10–20

29. Cui H. 3D bioprinting for cardiovascular regeneration and pharmacology. // Miao S., Esworthy T., Zhou X., Lee S.J., Liu C., Yu Z.X, Fisher JP, Mohiuddin M, Zhang L.G.// *Adv Drug Deliv Rev* – 2018 – C. 13-15

30. Gharlegghi R., 3D Printing for Cardiovascular Applications: From End-to-End Processes to Emerging Developments Dessalles C.A, Lal R., McCraith S.// *Biomedical Engineering* – 2021 – C. 27–35

32. Mohr E. Accelerating cardiovascular research: recent advances in translational 2D and 3D heart models.// Thum T, Bär C.// *Eur J Heart Fail* – 2022 – 24 – C. 15-23

33. Ooms J.F. Computed Tomography-Derived 3D Modeling to Guide Sizing and Planning of Transcatheter Mitral Valve Interventions.//Wang D.D., Rajani R., Redwood S.// *JACC Cardiovasc Imaging* – 2021 – 14 – C. 6 –18.

34. Grab M. Development and Evaluation of 3D-Printed Cardiovascular Phantoms for Interventional Planning and Training.// Hopfner C., Gesenhues A., König F., Haas N.A., Hagl C., Curta A., Thierfelder N.// *J Vis Exp.* – 2021– 167 – C. 5 – 7.

35. Faletti R., 3D printing of the aortic annulus based on cardiovascular computed tomography: Preliminary experience in pre-procedural planning for aortic valve sizing.// Gatti M., Cosentino A., Bergamasco L., Cura Stura E.// *J Cardiovasc Computing Tomography* – 2019 – 5 – C. 391-397.

36. Ganguli A. 3D printing for preoperative planning and surgical training: a review.// Pagan-Diaz G.J., Grant L., Cvetkovic C.// *Biomed Microdevices* – 2019 – 3 – C.65.

37. Caforio F. A coupling strategy for a first 3D-1D model of the cardiovascular system to study the effects of pulse wave propagation on cardiac function.// Augustin C.M., Alastruey J., Gsell M.// *Computing Mechanic* – 2022 – 4 – С.703-722.

38. Mirsadraee S. Bioprosthetic valve thrombosis and degeneration following transcatheter aortic valve implantation (TAVI).// Sellers S., Duncan A., Hamadanchi A., Gorog D.A.// *The Royal College of Radiologists* – 2020 – 1 – С. 39 – 41.

39. Zhonghua S. Personalized Three-Dimensional Printed Models in Congenital Heart Disease.// Ivan Lyo, Yin How Wong., Chai Hong Yeong 2.// *J. Clinical Medicine* – 2019 – 4 – С. 2 – 7.

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

Додаток А  
(обов'язковий)

Ілюстративна частина  
**Розроблення 3D моделей великих артерій людини**

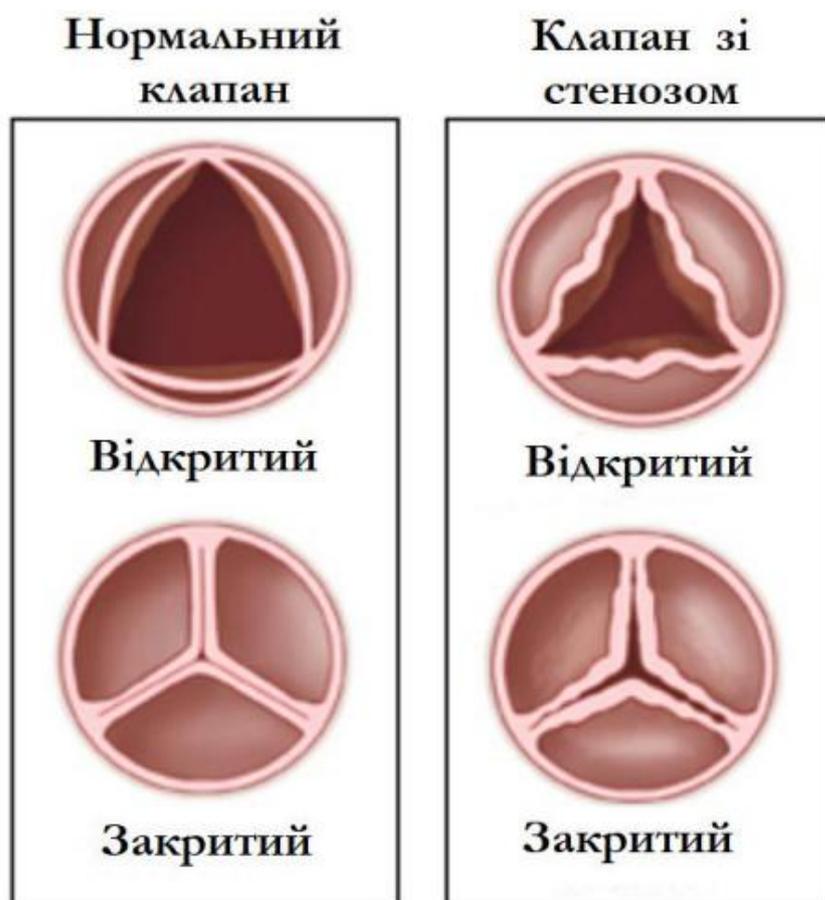


Рисунок А.1 – Різниця між клапаном здоровим та зі стенозом

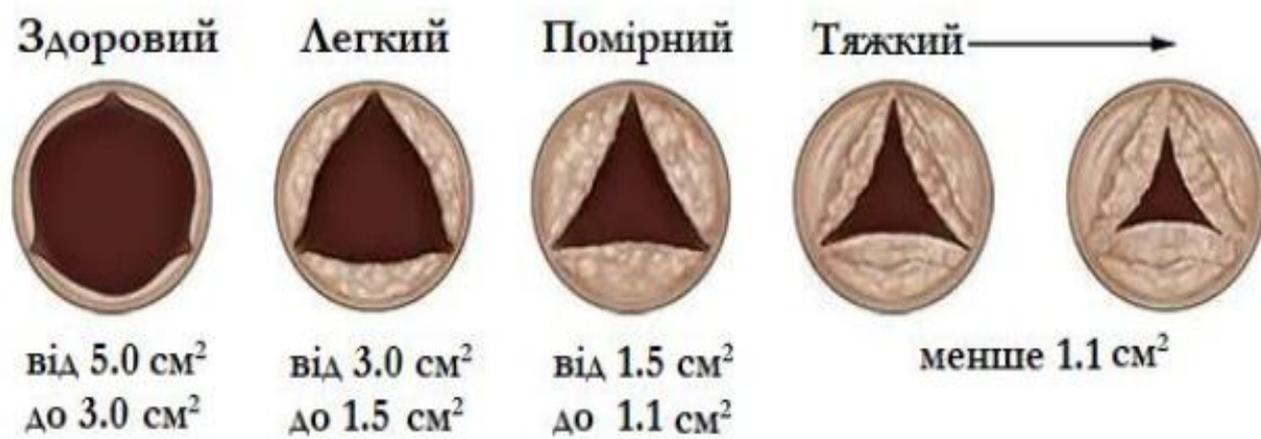


Рисунок А.2 – Різні ступені стенозу

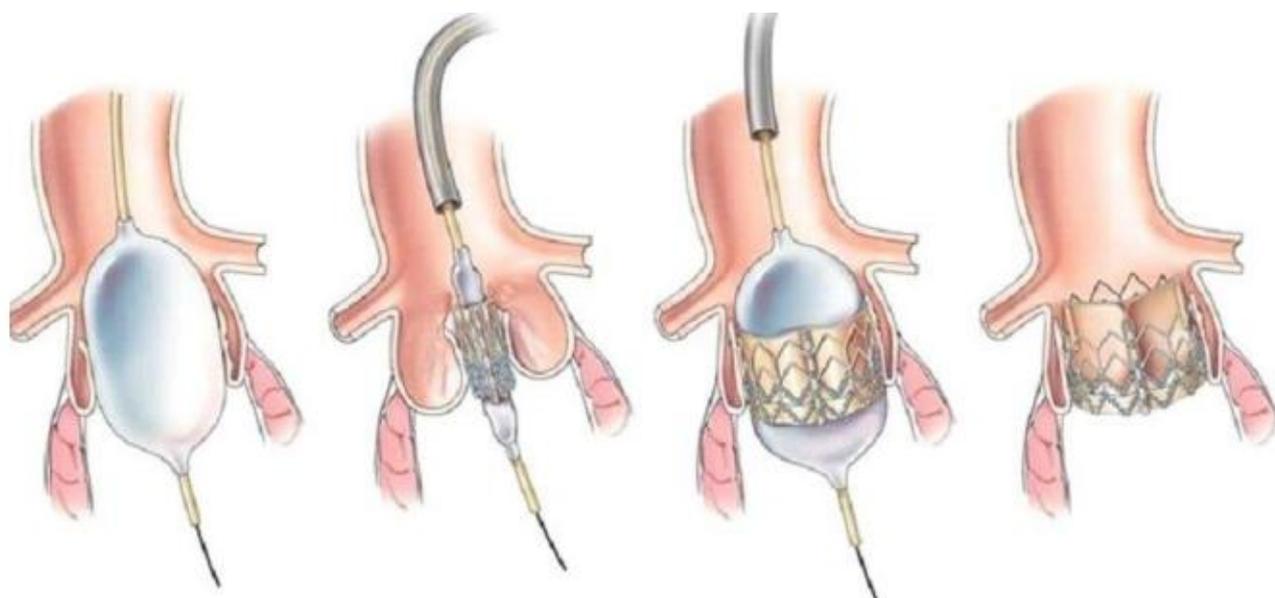


Рисунок А.3 – Порядок проведения процедуры



Рисунок А.4 – Різноманіття клапанів

## ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Розроблення 3D моделей великих артерій людини

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 4,41 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

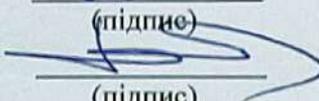
- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють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

Експертна комісія:

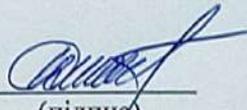
Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП  
(прізвище, ініціали, посада)

  
(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС  
(прізвище, ініціали, посада)

  
(підпис)

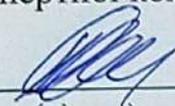
Особа, відповідальна за перевірку

  
(підпис)

Штофель Д. Х.  
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник

  
(підпис)

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС  
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач

  
(підпис)

Мельніков І. О.  
(прізвище, ініціали)