

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

(повна назва інституту/факультету)

кафедра БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК _____

«До захисту допущено»

В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА

(підпис)

(ініціали, ПРІЗВИЩЕ)

“ _____ ” грудня 2025р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та
медицині»

зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки»

на тему: Моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах
у полі гравітації

Виконав (-ла): студент (-ка) II курсу, групи ЗК-41мп

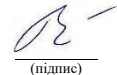
МОЗАЛЬОВ МАКСИМ ДМИТРОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)


(підпис)

Науковий керівник: доцент кафедри біомедичної кібернетики (БМК)
к.ф.-м.н., Рудніков Євгеній Григорович

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


(підпис)

Консультант з розділів магістерської дисертації: професор каф. БМК
д.б.н., професор Настенко Євген Арнольдович

(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент: доцент кафедри біомедичної інженерії, к.б.н.
Вовянко Світлана Ігорівна

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

(підпис)

Київ – 2025 року

Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної кібернетики

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 122 «Комп'ютерні науки»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерні технології в біології та медицині»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА

« ____ » листопада 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

МОЗАЛЬОВ МАКСИМ ДМИТРОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації: **Моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації**

науковий керівник дисертації

к.ф-м.н., Рудніков Євгеній Григорович

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

затверджені наказом по університету від «03» жовтня 2025 р. №4751-с_

2. Термін подання студентом дисертації 20-22 листопада 2025 року
3. Об'єкт дослідження *потік крові у активних артеріальних судинах*
4. Вихідні дані: *Фізична модель кровотоку з крученням через артеріальні судини*
5. Перелік завдань, які потрібно розробити *Проаналізувати наявні джерела інформації та існуючі рішення за темою магістерської дисертації. Розробити математичну модель кручення кровотоку в артеріальних судинах, реалізувати її у програмному застосунку, створити модуль керування параметрами моделі, побудову графіки залежностей.*
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: *88 рисунків, 3 таблиць, презентація з захисту МД на 15 слайдах]*
7. Орієнтовний перелік публікацій: *1 теза доповіді на міжнародній конференції*
8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Магістерської дисертації	<i>Проф. каф. БМК, Настенко Є. А.</i>	28.08.2025	17.11.2025

9. Дата видачі завдання 28 серпня 2025р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів МД	Примітка
1	Отримати завдання на МД	До 28.08.2025	<i>виконано</i>
2	Завершення виконання практичної частина МД	До 25.10.2025	<i>виконано</i>
3	Завершення оформлення розділів МД (Вступ, Основні розділи та висновки до них, Загальні висновки, Список використаних джерел)	До 24.11.2025	<i>виконано</i>
4	Апробація та публікація результатів дослідження МД (отримати підтвердження про прийняття до друку)	До 01.12.2025	<i>виконано</i>
5	Перевірка МД науковим керівником	24.11.2025	<i>виконано</i>
6	Подання в електронному вигляді МД на перевірку нормоконтролера	До 01.12.2025	
7	Подання в електронному вигляді МД на перевірку подібності Strike Plagiarism com. Отримати позитивний звіт подібності.	До 05.12.2025	
8	Підготовка Експертної оцінки до звіту подібності.	До 10.12.2025	
9	Отримати відгук наукового керівника	10.12.2025	
10	Надати на кафедру пакет документів в паперовому та електронному вигляді (МД, відгук керівника, звіт подібності, Експертної оцінки до звіту подібності)	10-11.12.2025	
11	Отримати допуск до захисту МД в ЕК та направлення до рецензента (засідання кафедри)	Засідання кафедри	
12	Подання МД рецензенту. Отримати на надання рецензію до ЕК / на кафедру	До 19.12.2025	
13	Подання супровідного пакету документів по МД до захисту в ЕК	До 19.12.2025	
14	Захист МД в ЕК	22 – 26.12.2025	

Студент



(підпис)

МАКСИМ МОЗАЛЬОВ

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

Науковий керівник



(підпис)

СВГЕНІЙ РУДНІКОВ

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

Нормоконтролер

(підпис)

Галина КОРНІЄНКО

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація за темою «Модель кручення кровотоку через артеріальні судини в полі гравітації» виконана студентом кафедри біомедичної кібернетики ФБМІ Мозальовом Максимом Дмитровичем зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині» та складається зі: вступу; 5 розділів (*огляд біофізичних параметрів кровотоку, засоби реалізації програмного забезпечення для моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації, програмна реалізація програмного забезпечення для моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації, узагальнені результати моделювання кровотоку людини, стартап проект за темою магістерської дисертації*), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 48 джерела та додатків. Загальний обсяг роботи 117 сторінки.

Актуальність теми

Магістерська дисертація (надалі – МД) покликана дослідити та змоделювати кручення крові через артеріальні судини в полі гравітації. Актуальність полягає у тому що, через серцево-судинні захворювання (надалі – ССЗ) щорічно помирає більше людей, ніж від будь-якої іншої причини. З інформації ВООЗ 17,9 мільйона людей загинули від ССЗ у 2016 році, що приблизно становить 31% від усіх видів смертей людини у світі. З цих 31-го % приблизно 85% померли від серцевого нападу та інсульту. Невтішною новиною також є зменшення віку людей які хворіють на ССЗ. За останні 20 років частка ССЗ у людей віком від 30 до 50 років збільшилась на 25-40%. В Україні також спостерігається ця тенденція, що не може не турбувати. Саме тому важливо робити дослідження та вдосконалювати наші моделі кровотоку. Окрім користі для цивільного населення, дослідження у цій сфері може допомогти військовим а також людям які підвласні впливу інших видів гравітації, такої як мікрогравітація і макрогравітація, що суттєво впливають на гемодинаміку, що може призводити до порушення

кровообігу, перерозподілу крові, збільшення ризику тромбозу, атеросклерозу, ішемічної хвороби серця та інших. «Космічні місії довше 6 місяців викликають стійкі зміни в артеріальній структурі, що вимагає нових моделей прогнозування» (NASA, 2023).

Дослідження впливу факторів на рух крові допоможуть краще розуміти механізму протікання хвороб, допоможуть вдосконалювати вже звичні методи лікування та знаходження проблем та знаходити нові методи діагностики та допомоги хворим.

Мета і завдання роботи

Метою магістерської роботи є комплексне дослідження динаміки кровотоку з урахуванням крутильних ефектів і впливу гравітаційного поля шляхом створення математичної моделі та програмного інструменту для її реалізації.

Досягнення мети потребує вирішення наступних завдань:

1. Аналіз вже наявних джерел для дослідження даної теми;
2. Удосконалення моделі кручення кровотоку з урахуванням сили гравітації;
3. Розрахунок моделі;
4. Порівняння розрахункової моделі з експериментальними даними;
5. Розробка програмного забезпечення.

Об'єкт дослідження: кручення потоку крові.

Предмет дослідження: моделювання кручення крові під дією різної сили гравітації у артеріальних судинах.

Методи дослідження: аналіз наявної літератури, теоретичне та математичне будівництво моделі, аналіз зібраних даних, висновки на основі отриманих результатів.

Практичне значення одержаних результатів: магістерська дисертація виконана за ініціативної наукової роботи кафедри НДР д/р № 0123U100866 “Методи та моделі ідентифікації станів об'єктів в задачах прийняття медичних

рішень” (06.02.2023).

Апробація результатів дослідження: Результати роботи проходили апробацію на 1 науковій конференції:

Мозальов М. Д., Рудніков Є.Г., Настенко Є.А. Torsion of human blood flow through arterial vessels: modeling and simulation using artificial neural networks. Матеріали між.конф. Complex Matter and AI: Connectivity, Information and Adaption – Геліо, 2025. – 7с (тези). <http://www.softcomlab.com/GeiloSchool2025>.

Публікації: Не плануються.

Ключові слова: Моделювання кровотоку, ефект кручення, рівняння Бернуллі, артеріальні судини, гемодинаміка, серцево-судинна система, гравітація.

Бібліографічний опис МД: Мозальов, М. Д Моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації: магістерська дис. 122 Комп’ютерні науки / Мозальов Максим Дмитрович – Київ. 2025 – 117 с.

ABSTRACT

Master's thesis on the topic “Model of blood flow torsion through arterial vessels in a gravitational field.” was completed by Maxim Dmytrovych Mozalov, a student of the Department of Biomedical Engineering, Faculty of Biomedical Engineering, majoring in 122 “Computer Science” under the educational and professional program “Computer Science in Bioengineering and Medicine” and consists of: an introduction; 5 chapters (review of biophysical parameters of blood flow, software implementation tools for modeling blood flow with turbulence in arterial vessels in a gravitational field, software implementation for modeling blood flow with turbulence in arterial vessels in a gravitational field, generalized results of human blood flow modeling, startup project on the topic of a master's thesis), conclusions for each of these chapters; general conclusions; a list of 48 sources used and appendices. The total volume of the work is 117 pages.

Relevance of the topic.

The master's thesis (hereinafter referred to as MT) aims to investigate and model blood flow through arterial vessels in a gravitational field. The relevance lies in the fact that more people die each year from cardiovascular disease (hereinafter referred to as CVD) than from any other cause. According to WHO estimates, 17.9 million people died from CVD in 2016, accounting for approximately 31% of all human deaths worldwide. Of this 31%, approximately 85% died from heart attacks and strokes. The sad news is that the age of people suffering from CVD is decreasing. Over the past 20 years, the proportion of CVD in people aged 30 to 50 has increased by 25-40%. This trend is also observed in Ukraine, which is a cause for concern. That is why it is important to conduct research and improve our blood flow models.

In addition to benefiting the civilian population, research in this area can help the military and people who are subject to other types of gravity, such as microgravity and macrogravity, which significantly affect hemodynamics, which can lead to circulatory disorders, blood redistribution, increased risk of thrombosis, atherosclerosis, ischemic heart disease, and others. “Space missions longer than 6 months cause permanent

changes in arterial structure, requiring new prediction models” (NASA, 2023).

Research into the effects of factors on blood flow will help to better understand the mechanisms of disease progression, improve existing treatment methods, identify problems, and find new methods of diagnosis and patient care.

Purpose and objectives of the work.

The purpose of the work is to create a model of blood flow through arterial vessels, taking into account the force of gravity on it. It also aims to develop a software application for modeling the biological and physical parameters of turbulence in arterial vessels using the developed model.

Achieving the goal requires solving the following tasks:

1. Analysis of existing sources for research on this topic;
2. Improvement of the model of blood flow torsion, taking into account the force of gravity;
3. Calculation of the model;
4. Comparison of the calculated model with experimental data;
5. Development of software.

Object of study. Blood flow torsion

Subject of study: modeling blood torsion under the action of different gravitational forces in arterial vessels.

Research methods: analysis of existing literature, theoretical and mathematical model construction, analysis of collected data, conclusions based on the results obtained.

Approval of research results: the results of the work were approved at 1 scientific conference: Mozalov M. D., Torsion of human blood flow through arterial vessels: modeling and simulation using artificial neural networks./Mozalov M. D., Rudnikov E. G., Nastenko E. A. // Materials conference “Complex Matter and AI: Connectivity, Information and Adaption” – Helio, 2025. – 7 p. (abstracts).
<http://www.softcomlab.com/GeiloSchool2025.html>

Publications: not planned.

Keywords: blood flow modeling, torsion effect, Bernoulli's equation, arterial vessels, hemodynamics, cardiovascular system, gravity.

ЗМІСТ

ЗМІСТ.....	10
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ.....	14
ВСТУП	15
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД БІОФІЗИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ КРОВОТКУ	18
1.1 Опис кровотоку аорти серцево-судинної системи людини	18
1.1.1. Комплексна будова серця та цикл кровообігу	19
1.1.2 Аорта.....	20
1.1.3 Кров'яний тиск.....	21
1.1.4 Пружність судин.....	23
1.2 Ефекти кручення кровотоку	25
1.3 Фундаментальна роль гравітаційного доданку в гемодинаміці ...	26
1.3.1 Гідростатичний тиск як невід'ємна складова енергетичного балансу.....	26
1.3.2 Плавна зміна положення (Повільний перехід).....	27
1.3.3 Різка зміна положення (Орто статичний стрес)	27
1.4 Методи моделювання кровотоку	29
1.4.1 Мережеві моделі(0D)	29
1.4.2 Аналітичні моделі.....	29
1.4.3 Обчислювальна гідродинаміка (CFD).....	29
1.4.4 Моделі Fluid-Structure Interaction (FSI)	30
Висновок до розділу 1	30
РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ РОЗРАХУНКУ КРУЧЕННЯ КРОВОТКУ ЛЮДИНИ В ПОЛІ ГРАВІТАЦІЇ	32

2.1 Рівняння Бернуллі.....	32
2.1.1 Класичне рівняння Бернуллі: Ідеалізований фундамент	32
2.1.2 Еволюція рівняння: Інтеграція біофізичних реалій	33
2.1.2.1 Жорсткі судини (Крок 1)	33
2.1.2.2 Пружні судини (Крок 2)	34
2.1.2.3 Пружні судини із переносом крові з крученням (Крок 3) .	34
2.1.2.4 Пружні судини із крученням та гравітацією (Крок 4).....	35
2.1.2.5. Активні артеріальні судини (Крок 5)	35
2.1.2.6 Систематизація компонентів удосконаленого рівняння	35
2.1.2.7 Зв'язок з Тензором Напруження	36
2.1.2.8 Наукова новизна	37
Висновок до розділу 2	40
РОЗДІЛ 3 ЗАСОБИ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ РУХУ КРОВІ З КРУЧЕННЯМ В АРТЕРІАЛЬНИХ СУДИНАХ У ПОЛІ ГРАВІТАЦІЇ.....	41
3.1 Аналоги програмних продуктів	41
3.1.1 COMSOL Multiphysics	41
3.1.2 ANSYS Fluent.....	42
3.1.3 OpenFOAM.....	43
3.1.5 SimVascular	44
3.1.6 FEniCS Project	45
3.2 Мова та написання програми	46
3.3 Бібліотеки для Python.....	47
3.3.1 NumPy	47
3.3.2 SymPy.....	47
3.3.3 Matplotlib	48

	12
3.3.4 Pandas.....	48
3.3.5 PyQt6.....	48
Висновок до розділу 3	49
РОЗДІЛ 4 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ РУХУ КРОВІ З КРУЧЕННЯМ В АРТЕРІАЛЬНИХ СУДИНАХ У ПОЛІ ГРАВІТАЦІЇ	50
Висновок до розділу 4.....	60
РОЗДІЛ 5 УЗАГАЛЬНЕНІ РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ КРОВОТОКУ ЛЮДИНИ.....	62
5.1 Моделювання властивостей кровотоку з крученням.....	63
5.2. Результати моделювання кровотоку з крученням	76
5.3. Моделювання залежностей тиску від часу із врахуванням впливу гравітації	79
5.4 Результати моделювання впливу гравітації на кровотік.....	86
5.5. Часові залежності відносних параметрів кровотоку з крученням у полі гравітації.....	89
Висновок до розділу 5	100
РОЗДІЛ 6 СТАРТАП ПРОЕКТ ЗА ТЕМОЮ МАГІСТЕРСЬКОЇ ДИСЕРТАЦІЇ.....	101
6.1 Короткий опис проекту	101
6.2 Бізнес-модель	102
6.2.1 Цінність продукту	102
6.2.2 Сегмент споживачів	102
6.2.3 Канали збуту	103
6.2.4 Взаємодія з споживачами	103
6.2.5 Дохід (монетизація).....	103

6.2.6 Ключові види діяльності.....	104
6.2.7 Ключові ресурси	104
6.2.8 Інтелектуальні ресурси	104
6.2.9 Людські ресурси	104
6.2.10 Фінансові ресурси	105
6.2.11 Ключові партнери.....	105
6.2.12 Витрати.....	106
6.2.13 Споживчі властивості товару.....	106
6.2.14 Дослідження ринку	107
6.2.15 Елементи фінансового плану	107
6.2.16 Резюме	108
Висновок до розділу 6.....	109
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	110
СПИСОК ДЖЕРЕЛ.....	112

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ССС – серцево-судинна система

ССЗ – серцево-судинні захворювання

PWV – швидкість поширення пульсової хвилі

PWA – аналіз контурів пульсової хвилі

CFD (Computational Fluid Dynamics) – це розділ механіки суцільних середовищ, який використовує комп'ютери для моделювання того, як рідини та газу рухаються та взаємодіють з об'єктами.

FSI – це аналіз взаємодії рухомих або деформованих тіл із потоком рідини або газу, що використовується в інженерії для розробки систем у авіації, машинобудуванні тощо

ВСТУП

Дослідження руху крові в артеріальних судинах із урахуванням кручення та впливу гравітації є важливим для розуміння механізмів регуляції гемодинаміки в нормальних і екстремальних умовах. Зміни гравітаційного поля, які виникають у авіації, космічній медицині та при певних патологічних станах, суттєво впливають на розподіл тиску та навантаження на судини. Створення математичних моделей, що враховують ці фактори, дозволяє підвищити точність оцінки ризиків, покращити планування медичних експериментів та розробити нові підходи до прогнозування гемодинамічних порушень. Тому обрана тема є актуальною з наукової, клінічної та інженерної точок зору.

Мета і завдання роботи

Метою магістерської роботи є комплексне дослідження динаміки кровотоку з урахуванням крутильних ефектів і впливу гравітаційного поля шляхом створення математичної моделі та програмного інструменту для її реалізації, що включає такі складові:

- Розроблення удосконаленої математичної моделі гемодинаміки, яка враховує кручення кровотоку, еластичні та активні властивості артеріальних судин, а також вплив змінного гравітаційного навантаження;
- Формалізація та аналітичний опис взаємодії основних гемодинамічних параметрів, включно з тиском, енергетичними складовими та тангенціальними компонентами потоку, із визначенням їх часової та просторової динаміки;
- Створення програмного застосунку для чисельного моделювання процесів руху крові, який забезпечує інтерактивні обчислення, графічну візуалізацію результатів та можливість налаштування фізичних параметрів моделі;
- Аналіз результатів моделювання за різних фізіологічних та екстремальних умов, зокрема в режимах мікрогравітації та

підвищених g -навантажень, з метою оцінки поведінки кровотоку та виявлення закономірностей його змін.

Використані методи. У роботі застосовано комплекс теоретичних, математичних та програмно-обчислювальних методів дослідження. Основними використаними методами є:

Аналітичні методи математичного моделювання — для виведення рівнянь руху крові, удосконалення класичного рівняння Бернуллі та включення до моделі ефектів кручення, пружності та активності артеріальних судин, а також впливу гравітаційного поля.

Чисельні методи розв'язання диференціальних рівнянь (дискретизація, апроксимація, оптимізовані алгоритми інтегрування) — для реалізації часових залежностей гемодинамічних параметрів та моделювання нелінійних процесів у судині.

Програмні методи моделювання й візуалізації з використанням бібліотек *NumPy*, *SymPy*, *Matplotlib*, *Pandas* та *PyQt6* — для створення програмного застосунку та його графічного інтерфейсу.

Методи аналізу результатів моделювання — для порівняння впливу різних фізичних умов, оцінки внеску окремих компонентів моделі та побудови часових залежностей параметрів кровотоку.

Отримані результати. У результаті виконання роботи було розроблено удосконалену математичну модель руху крові в артеріальних судинах, яка враховує кручення кровотоку, еластичність судинної стінки, вплив гравітаційного поля та активні властивості артерій. На основі цієї моделі створено програмний застосунок. Отримані результати підтверджують коректність розробленої математичної моделі та ефективність реалізованого програмного інструменту. Робота демонструє можливість використання запропонованого підходу для аналізу гемодинамічних процесів у різних фізіологічних і екстремальних умовах та створює підґрунтя для подальших досліджень у галузях біомедичної інженерії, фізіології кровообігу та космічної медицини.

Апробація результатів роботи. За результатами виконаної роботи було опубліковано 1 матеріалів на GeiloSchool2025 конференції:

Мозальов М. Д., Torsion of human blood flow through arterial vessels: modeling and simulation using artificial neural networks./Мозальов М. Д., Рудніков Є.Г., Настенко Є.А. // Матеріали — <http://www.softcomlab.com/GeiloSchool2025.html> — конференції "Complex Matter and AI: Connectivity, Information and Adaption" – Геліо, 2025. – 7с (тези)

Публікації: Не плануються.

Структура роботи. Магістерська дисертація за темою «Моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації» виконана студентом *Мозльовом Максимом Дмитровичем* зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині», побудована за класичним типом та викладена на 117 сторінках машинописного тексту. Вона складається з: вступу; 5 розділів (*огляд біофізичних параметрів кровотоку, засоби реалізації програмного забезпечення для моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації, програмна реалізація програмного забезпечення для моделювання руху крові з крученням в артеріальних судинах у полі гравітації, узагальнені результати моделювання кровотоку людини, стартап проект за темою магістерської дисертації*), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 48 джерел та додатків (10 – на кирилиці, 37 – на латиниці). В роботі представлено 88 рисунків і 3 таблиць.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД БІОФІЗИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ КРОВОТКУ

У даному розділі здійснюється всебічний огляд структурно-функціональних особливостей серцево-судинної системи (ССС) людини, яка, без перебільшення, є однією з найбільш складних, критично важливих та динамічних біомеханічних систем організму. Цей огляд є не просто формальним викладом відомих фактів, а методологічною необхідністю, що закладає непорушний теоретичний фундамент для подальшого дисертаційного дослідження. Проводиться детальний, прискіпливий аналіз сучасних підходів до математичного та комп'ютерного моделювання процесів кровотоку, що дозволяє чітко ідентифікувати прогалини в існуючих моделях та обґрунтувати наукову новизну запропонованого підходу. Окрему, особливо ретельну увагу приділено розгляду існуючих програмних засобів, які реалізують ці методи, з акцентом на порівнянні їхнього функціонального призначення, обчислювальних можливостей, алгоритмічних основ та сфер практичного застосування. Цей критичний аналіз має на меті не лише систематизувати наявні знання, але й недвозначно обґрунтувати вибір методології та інструментарію, використаного в даній роботі, демонструючи, чому існуючі рішення є недостатніми для моделювання таких нетривіальних ефектів, як кручення кровотоку та активна реакція судинної стінки.

1.1 Опис кровотоку аорти серцево-судинної системи людини

Серце є рушійною силою організму що забезпечує подачу кисню, і поживних речовин до всіх органів, клітин та тканин для підтримання життєдіяльності усєї біомеханічної машини під назвою, людський організм. В основні задачі серця входять [3]:

- Перенесення кисню в кожную частину тіла для забезпечення

протікання хімічних реакцій;

- Доставка поживних речовин для забезпечення клітин потрібними компонентами життєдіяльності;
- Виведення продуктів життєвого циклу клітин та відходів до відповідних органів утилізації(нирки, легені, шкіра).

1.1.1. Комплексна будова серця та цикл кровообігу

Функції серця забезпечуються за допомогою ритмічного, високоскоординованого скорочення (систоли) та розслаблення (діастоли). Цей цикл є основою гемодинаміки, забезпечуючи проштовхування крові, насиченої киснем та іншими речовинами, через артеріальні судини. Для підтримання постійного тиску та потоку збагаченої крові, серце повинно бути не лише потужним насосом, але й високоадаптивним та гнучким регулятором. Спрощену побудову серця представлено на рис.1.1.

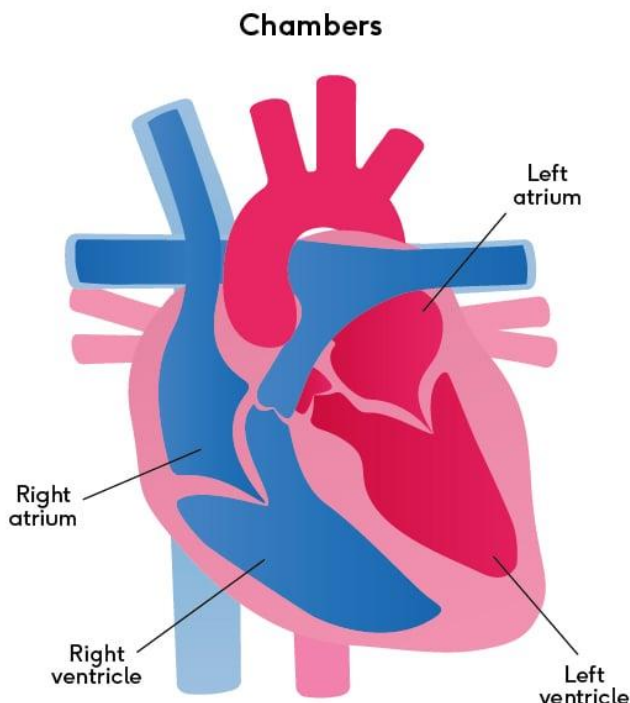


Рисунок 1.1 – Спрощенна діаграма будови серця

Функціональне розділення камер серця [3]:

- Права частина серця (праве передсердя та правий шлуночок) виконує функцію приймального та нагнітального насоса для малого (легеневого) кола кровообігу. Вона приймає венозну кров з великого кола кровообігу і направляє її в легені, де відбувається критично важливий газообмін;
- Ліва частина серця (ліве передсердя та лівий шлуночок) є головним, високоенергетичним насосом великого кола кровообігу. Вона приймає збагачену киснем кров з легень і потужно, з високим тиском проштовхує її через аорту, забезпечуючи системний кровообіг.

Фази серцевого циклу [44]:

1. Систола: Це фаза активного, енерговитратного скорочення міокарда. Під час систоли відбувається інтенсивний викид крові, що створює пульсову хвилю та максимальний тиск (систоличний);
2. Діастола: Це фаза пасивного, енергозберігаючого розслаблення міокарда. Під час діастоли камери серця наповнюються кров'ю, а потік у судинах підтримується за рахунок еластичної енергії, накопиченої в стінках великих артерій [17].

1.1.2 Аорта

Перед тим як кров потрапляє у головну, найширшу судину тіла — аорту [32 35], вона проходить через аортальний клапан. Цей клапан не лише виконує функцію одностороннього регулятора потоку, але й відіграє критичну гідродинамічну роль. Завдяки унікальній, асиметричній будові стулок, кров отримує початковий момент імпульсу, що призводить до формування спірального (вихрового) потоку, а не простого ламінарного. Цей ефект кручення кровотоку є ключовим об'єктом дослідження в даній магістерській дисертації, оскільки він є недооціненим у класичних моделях.

Подвійна функція аорти:

1. Головний провідник: Аорта є основною магістраллю, від якої

відгалужуються всі інші артеріальні судини, забезпечуючи розподіл крові по всьому організму.

2. Еластичний резервуар (Ефект Віндкесселя) [25]: Завдяки високій концентрації еластину у своїй стінці, аорта функціонує як акумулятор енергії. Вона поглинає значну частину кінетичної енергії під час систоли, розтягуючись, а потім поступово повертає цю енергію під час діастоли, стискаючись. Цей механізм згладжує пульсуючий потік у майже рівномірний [17], що є життєво важливим для захисту тендітного мікроциркуляторного русла від високих пікових навантажень.

Аорту поділяють на чотири сектори:

- Висхідна аорта;
- Дуга аорти;
- Низхідна аорта;
- Черевна аорта.

1.1.3 Кров'яний тиск

Кров'яний тиск є інтегральним біофізичним параметром, що відображає силу, з якою кров діє на стінки судин. Ця сила є результатом складної взаємодії трьох основних типів енергії [15]:

1. Еластична енергія: Це найбільш впливовий компонент у великих артеріях. Вона відображає потенційну енергію, накопичену в пружних стінках судин. Саме ця енергія забезпечує діастолічний потік;
2. Кінетична енергія: Енергія, пов'язана з масою та швидкістю руху крові. У класичних моделях враховується лише поступальна кінетична енергія, тоді як у цій роботі критично важливо врахувати кінетичну енергію кручення;
3. Гравітаційна енергія: Потенційна енергія, пов'язана з положенням

крові у полі гравітації. Цей фактор є зовнішнім, але його вплив на гемодинаміку, особливо при зміні положення тіла, є фундаментальним і вимагає точного моделювання.

Нелінійність пружності: структура судинної стінки є анізотропною та гетерогенною, що складається з колагену, еластину та гладком'язових клітин. Тому співвідношення між об'ємом і тиском у артеріальних судинах не може бути описане лінійною залежністю. Опір розтягненню (еластичність) та здатність до розтягнення (пружність або комплайнс) є динамічними параметрами, які змінюються залежно від тиску та віку. Залежність цих параметрів від віку показано на рис. 1.2.

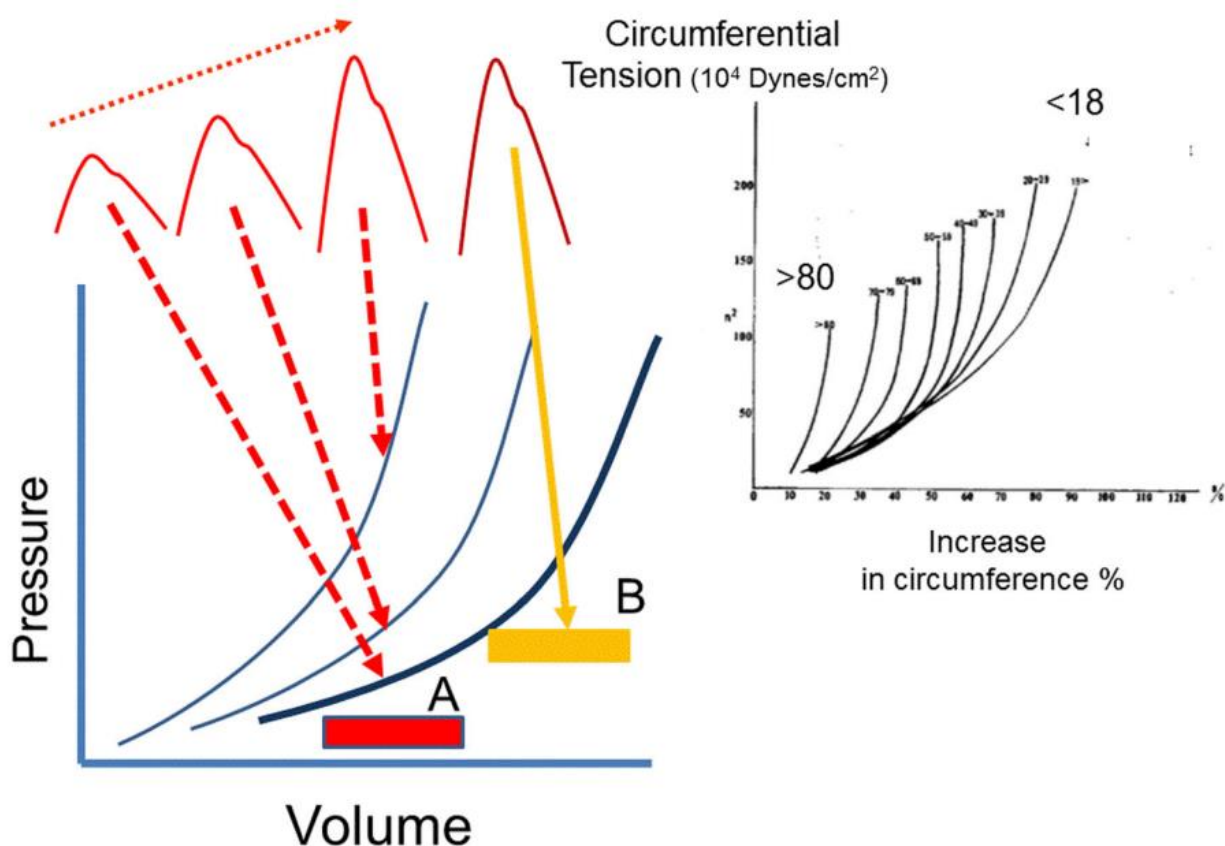


Рисунок 1.2 – Вплив віку на еластичність судин

Клінічний аспект гравітації: гравітаційна сила є постійним зовнішнім чинником, який створює гідростатичний стовп крові. Цей ефект особливо помітний у прямостоячому положенні, де тиск у судинах нижніх кінцівок значно

вищий, ніж у судинах голови, як показано на рис. 1.3. [15] [45]. Неадекватна адаптація до цього фактора є причиною ортостатичної гіпотензії.

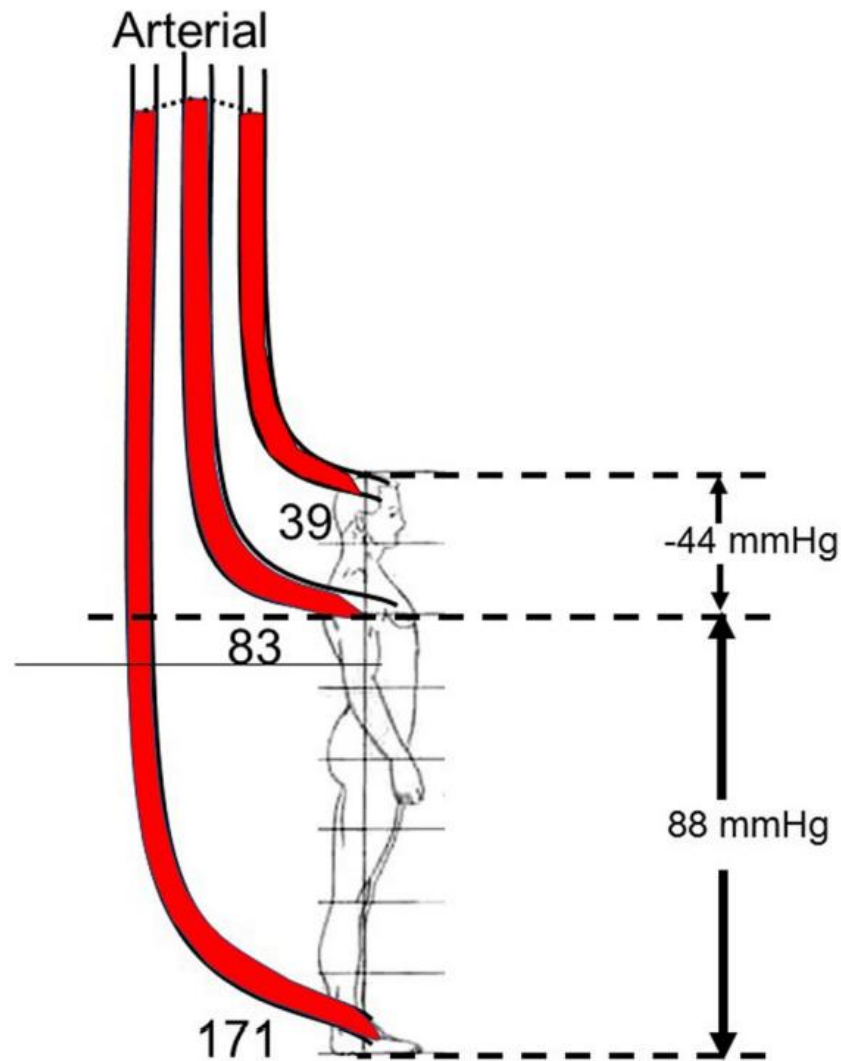


Рисунок 1.3 – Вплив гравітації на тиск відносно положення тіла

Регулярно підвищений чи понижений тиск протяг тривалого часу також пов'язують з рядом захворювань (гіпертонія, гіпотонія) [23] і є підвищеним ризиком для інших (хвороба Альцгеймера) [31].

1.1.4 Пружність судин

Пружність судин є однією з головних причин ССЗ в похилому віці. Через спадання цього показника серце має виконувати більшу роботу для підтримання організму в робочому стані, а також може бути додатковою причиною виникнення закупорень та тромбозів [1], [36].

Вимірювання цього показника є значущим елементом оцінки стану ССС, методи вимірювань наведені в табл. 1.1. [39]

Таблиця 1.1 – Порівняння методів виміру пружності судини

Метод	Принцип вимірювання	Норма для здорових осіб	Точність / інвазивність	Клінічне застосування
Швидкість поширення пульсової хвилі (PWV)	Вимір часу проходження пульсової хвилі між двома артеріями	5–7 м/с (підвищення >10 м/с = жорсткі судини)	Висока точність, неінвазивно	Золотий стандарт для оцінки артеріальної жорсткості, скринінг атеросклерозу
Аналіз контурів пульсової хвилі (PWA)	Запис форми пульсової хвилі через тонометрію артерії	$\approx <10\%$ у молодих; зростає з віком	Висока точність, неінвазивно	Діагностика артеріальної жорсткості, оцінка ефективності антигіпертензивної терапії
Ультразвукова ехографія	Вимірювання зміни діаметра артерії під час систоли та діастоли	Відносне розширення $\sim 6\text{--}10\%$	Середня точність, неінвазивно	Дослідження локальної еластичності судин, оцінка ризику інсульту
Інвазивне катетерне вимірювання	Вимір внутрішнього тиску і об'єму судини катетером	Індивідуально, залежить від судини	Висока точність, але інвазивно	Кардіохірургія, наукові дослідження, моделювання гемодинаміки

Кінець табл. 1.1

Метод	Принцип вимірювання	Норма для здорових осіб	Точність / інвазивність	Клінічне застосування
Фотоплетизмографічний метод	Аналіз змін об'єму крові в тканинах	Орієнтовно <8–10 м/с	Низька точність, повністю неінвазивно	Скринінг у побутових приладах (смарт-браслети, фітнес-трекери)
Магнітно-резонансна томографія	Аналіз коливань судинної стінки під дією тиску у МРТ-полі	Індивідуально	Дуже висока точність, але дорога	Наукові дослідження, точна оцінка еластичності аорти

1.2 Ефекти кручення кровотоку

Кручення кровотоку (спіральний або вихровий потік) є не просто побічним ефектом, а фундаментальним, фізіологічно необхідним компонентом руху крові. Цей ефект виникає завдяки складній взаємодії між асиметричною будовою аортального клапана та активною, спіралью орієнтованою м'язовою структурою судинної стінки [8], [44].

Ключові фізіологічні переваги кручення:

1. Оптимізація енергоефективності: Кручення забезпечує більш ефективний розподіл енергії в системі, мінімізуючи в'язкі втрати, які є значними при простому ламінарному потоці;
2. Покращення масообміну: Спіральний рух інтенсифікує перемішування крові, що сприяє кращому обміну речовин між кров'ю та ендотелієм судинної стінки;

3. Запобігання патологіям: Кручення запобігає утворенню зон застою та низького зсувного напруження (Low Wall Shear Stress), які є провідними факторами у розвитку атеросклерозу та тромбозів.

З спостереженнями професора Нестенко Є. А., потужності серця не повинно вистачати на прокачування крові по системі, це означає є додаткові чиники які допомагають виконувати цю дію. Активні судини допомагають з додатковою силою штовхати кров а підкручення зберігає наданий імпульс між систолою та діастолою. Через неврахування цього ефекту, на практиці, можуть виникати проблеми, наприклад штучні клапони які упускають ефект закручення менш довготривалі а також мають додаткове навантаження на серце.

1.3 Фундаментальна роль гравітаційного доданку в гемодинаміці

Гравітаційний доданок у модифікованому рівнянні Бернуллі, який математично відображає потенційну енергію крові у полі сили тяжіння, є абсолютно критичним елементом для створення фізіологічно адекватної моделі кровотоку. Ігнорування цього фактора призводить до фундаментальних, неприпустимих помилок у розрахунках тиску та потоку, особливо у великих артеріях, які мають значну вертикальну протяжність.

1.3.1 Гідростатичний тиск як невід'ємна складова енергетичного балансу

Гравітація створює гідростатичний стовп крові, який лінійно додається до динамічного тиску, створюваного серцем. У вертикальному положенні тіла, тиск у судинах, розташованих нижче рівня серця (наприклад, у нижніх кінцівках), значно зростає, тоді як тиск у судинах, розташованих вище (наприклад, у судинах головного мозку), відповідно знижується. Ця різниця, що може сягати десятків міліметрів ртутного стовпа, є прямим наслідком гравітаційного впливу.

Ключова особливість гравітаційного доданку полягає в тому, що він є

постійним у часі (за умови незмінності гравітаційного поля), але критично залежить від просторової орієнтації судини відносно вектора сили тяжіння. Це означає, що при моделюванні кровотоку в артерії, яка має складну, спіральну форму або змінює свою орієнтацію (наприклад, у дузі аорти або при русі кінцівок), необхідно точно враховувати зміну кута між віссю судини та вектором гравітації.

Вплив гравітації на гемодинаміку проявляється по-різному залежно від швидкості зміни положення тіла:

1.3.2 Плавна зміна положення (Повільний перехід)

При плавній, повільній зміні положення (наприклад, повільне вставання або перехід з горизонтального у вертикальне положення) організм має достатньо часу для активації складних нейрогуморальних та барорефлекторних механізмів компенсації:

- Механізм компенсації: Барорецептори у каротидному синусі та дузі аорти фіксують зміну тиску, ініціюючи рефлекторне звуження периферичних судин (вазоконстрикцію) та невелике збільшення частоти серцевих скорочень;
- Результат моделювання: У моделі це відповідає поступовій зміні гравітаційного доданку, яка ефективно компенсується зміною активних параметрів судинної стінки (вазоконстрикція) та серцевого викиду. Модель повинна відобразити цю адаптивну відповідь системи.

1.3.3 Різка зміна положення (Ортостатичний стрес)

При різкій, швидкій зміні положення (наприклад, різке вставання) швидкість зміни гравітаційного доданку перевищує швидкість спрацьовування компенсаторних механізмів.

Механізм декомпенсації: компенсаторні механізми не встигають миттєво відреагувати на швидке падіння тиску у верхній частині тіла (особливо у судинах мозку). Це призводить до транзиторної церебральної гіперперфузії (недостатнього

кровопостачання мозку).

Результат моделювання: у моделі це проявляється як різке, некомпенсоване падіння тиску у верхніх сегментах судинної системи, що відповідає клінічному стану ортостатичної гіпотензії (запаморочення, потемніння в очах). Точна модель повинна відтворювати цю динаміку для вивчення механізмів декомпенсації.

Точне моделювання гравітаційного впливу є життєво важливим для кількох ключових груп дослідників та клініцистів:

- Кардіологи та Геріатри – критично важливе для діагностики ортостатичної гіпотензії та автономної дисфункції у пацієнтів похилого віку. Може застосовуватися у моделюванні ризику падінь, оцінці ефективності антигіпертензивних препаратів;
- Спортивна медицина - важливе для аналізу гемодинаміки при екстремальних фізичних навантаженнях та зміні положення (наприклад, у пілотів, альпіністів). Може використовуватись для оптимізації тренувальних програм, оцінки стійкості до перевантажень;
- Космічна медицина - фундаментальне для моделювання гемодинаміки в умовах мікрогравітації (невагомості) та при високих перевантаженнях (G-сили) під час старту/посадки. Може використовуватися для розробки контрзаходів для запобігання атрофії судин та ортостатичній нестійкості у космонавтів;
- Біомедичні інженери - необхідне для валідації та адекватності будь-якої математичної моделі, що претендує на фізіологічний реалізм. Може використовуватися для розробки нових, більш точних діагностичних приладів та систем моніторингу.

Таким чином, включення та точна параметризація гравітаційної змінної є не просто доповненням, а фундаментальною вимогою для створення фізіологічно адекватної моделі кровотоку, що має пряме практичне застосування у клінічній та космічній медицині.

1.4 Методи моделювання кровотоку

Моделі описують рух хвилі тиску через судини, їх взаємодію та вплив на загальний стан ССС. Існують багато методів за допомогою яких можна описати гемодинаміку в середині нашого тіла, від простих та узагальнених до більш детальних, які враховують унікальні властивості потоку.[43]

1.4.1 Мережеві моделі(0D)

Сутність цих моделей полягає у зображенні гемодинаміки на прикладі замкнутого електричного кільця (аналогія електричних кіл). Кожна судина або сегмент системи моделюється як комбінація резистора (R, опір), конденсатора (C, пружність) та індуктивності (L, інерція).

Переваги: висока швидкість обчислення, можливість отримати узагальнені висновки щодо всієї системи.

Недоліки: повна відсутність просторової інформації, неможливість моделювання локальних ефектів (наприклад, кручення).

1.4.2 Аналітичні моделі

Аналітичні, або математичні моделі ставлять перед собою задачу сформулювати рівняння[6], або за допомогою якого можна описати гемодинаміку на конкретному відрізку чи в усій системі, прикладами такого моделювання є використання рівняння Нав'є – Стокса та його похідних, модель Віндкесселя, модель Пуазейля, рівняння Бернуллі та інших.

В плюси входять швидкість обчислення, можливість змінювати та модернізувати рівняння під потреби задачі.

Мінуси полягають в спрощеній геометрії судин що заважає детальному опису процесів що протікають в судинах, неможливість прямої візуалізації так як результатом моделі є лише числові данні які збираються в графік залежностей, що не дозволяє в повній мірі оцінити впли різних ефектів на практиці.

1.4.3 Обчислювальна гідродинаміка (CFD)

Є одним з найкращих рішень проблеми, так як створюють повну 3D модель

судин з урахуванням її унікальної геометрії та прогнозуванням гемодинаміки та часозалежну картину в середині судини [7]. Дозволяє точно обчислювати поля швидкостей, тиску, зсувів напруження та інших не менш важливих параметрів за допомогою рівняння Нав'є – Стокса. На противагу інших методів має значну потребу в обчислювальних потужностях, чутливі до граничних умов (тиск, густина), вимагають якісної сітки судин, що за відсутності несприятливо впливає на результати дослідження, та потребою моделювання під окремі випадки.

1.4.4 Моделі Fluid-Structure Interaction (FSI)

Моделі FSI є наступним кроком до підвищення фізіологічного реалізму, оскільки поєднують рівняння тривимірної гідродинаміки Нав'є–Стокса з рівняннями механіки деформованого твердого тіла, які описують поведінку та зміни форми артеріальної стінки [4]. Такий підхід дає змогу відтворювати двосторонню динамічну взаємодію між кровотоком і стінкою судини.

Застосування FSI-моделювання є особливо цінним у випадках значних деформацій артеріальних стінок, що характерно для пружних та еластичних судин. Це дозволяє отримувати більш точні прогнози щодо розподілу напружень, зміни геометрії судини та особливостей гемодинаміки в умовах, де класичні моделі вже не забезпечують достатньої точності.

Висновок до розділу 1

У першому розділі проведено системний аналіз фізіологічних, біомеханічних та гідродинамічних основ функціонування серцево-судинної системи, що дозволило сформулювати наукове підґрунтя для подальшої розробки математичної моделі руху крові з урахуванням крутильних ефектів та впливу гравітації. Розглянуто будову та функції артеріальних судин, механізми формування тиску, роль пружності та активності судинної стінки, а також особливості ламінарного та вихрового компонентів кровотоку.

Особливу увагу приділено аналізу природи спірального руху крові, який є типовою властивістю артеріального русла і суттєво впливає на розподіл зсувних

напружень, ефективність транспорту кисню та стійкість потоку до турбулентних збурень. Показано, що саме крутильні компоненти кровотоку формують більш стабільну гемодинамічну структуру, яка зменшує енергетичні втрати та сприяє рівномірному навантаженню на судини.

Окремо було розглянуто вплив гравітаційного поля на гемодинаміку людини. Проаналізовано зміни тиску та перерозподіл об'єму крові під час вертикалізації, руху, фізичного навантаження та дії зовнішніх перевантажень. Встановлено, що гравітаційний компонент відіграє критично важливу роль у визначенні тиску та деформації судин, особливо у великих артеріях, що обґрунтовує необхідність включення цього чинника до математичної моделі.

Підсумовуючи, проведений теоретичний аналіз підтвердив актуальність і доцільність комплексного підходу до моделювання кровотоку, який враховує еластичність стінок, активні властивості артерій, вихрові структури та гравітаційні впливи. Розділ створює необхідну наукову базу для побудови удосконаленої математичної моделі та подальшої її програмної реалізації, що розглядається у наступних частинах роботи.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ РОЗРАХУНКУ КРУЧЕННЯ КРОВОТОКУ ЛЮДИНИ В ПОЛІ ГРАВІТАЦІЇ

Розділ буде присвячений вивченню принципу роботи моделі на основі модифікованого рівняння Бернуллі з урахуванням ефекту кручення, використанні бібліотеки, та інші засоби реалізації моделі.

2.1 Рівняння Бернуллі

Наданий матеріал відображає фундаментальну еволюцію класичного рівняння Бернуллі, трансформуючи його з ідеалізованої гідродинамічної моделі в комплексний біофізичний інструмент, здатний адекватно описувати енергетичний баланс у динамічній системі кровообігу. Ця еволюція відбувається через послідовне введення нових, біологічно значущих енергетичних доданків, що відображають активні та реактивні процеси в артеріальній судині.

2.1.1 Класичне рівняння Бернуллі: Ідеалізований фундамент

Класичне рівняння Бернуллі є наріжним каменем гідродинаміки, що базується на законі збереження повної механічної енергії для стаціонарного потоку ідеальної (нестисливої та нев'язкої) рідини. Воно постулює, що сума трьох основних форм енергії залишається сталою вздовж лінії току:

$$P + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh = \text{const} \quad (2.1)$$

У більш абстрактній, енергетичній формі, яка використовується у роботі, це рівняння може бути представлене як:

$$const = \pm G + K_1 + P, \quad (2.2)$$

- P (Тиск): Відповідає тисковій енергії (Па), що є потенційною енергією, накопиченою в рідині за рахунок стиснення.
- K_1 (Поступальна енергія плинину): Відповідає кінетичній енергії поступального руху рідини ($\frac{\rho v^2}{2}$).
- G (Гравітаційний внесок): Відповідає потенційній енергії рідини в полі гравітації ($\rho \cdot g \cdot h$).

Ця класична форма описує ідеалізований випадок течії в абсолютно жорсткому каналі, аналогічно до металевої трубки. Проте, як слушно зазначено, для реального кровотоку така модель є надмірно спрощеною, оскільки артеріальна стінка є пружною, адаптивною та здатною до активної біохімічної реакції, а сама кров є в'язкопружною рідиною, що здатна до закручених форм руху.

2.1.2 Еволюція рівняння: Інтеграція біофізичних реалій

Удосконалення рівняння Бернуллі відбувається поетапно, відображаючи послідовне ускладнення моделі для наближення до фізіологічної реальності.

2.1.2.1 Жорсткі судини (Крок 1)

$$\Delta E_{Card1} - D_1 = K_1 \quad (2.3)$$

Цей крок вводить активні елементи з лівого боку рівняння:

- ΔE_{Card1} (Постачання імпульсу від серця): Це зовнішнє джерело енергії, що забезпечує поступальний рух крові.
- D_1 (Дисипація поступального руху): Це активний елемент опору, що відображає в'язкі втрати енергії, які неминуче виникають при русі реальної (в'язкої) крові.

- K_1 (Поступальна енергія): Реактивний елемент, що відображає накопичену кінетичну енергію.

2.1.2.2 Пружні судини (Крок 2)

$$\Delta E_{card1} - D_1 = U_1 + K_1 \quad (2.4)$$

Тут вводиться пружність судинної стінки через новий реактивний елемент:

U_1 (Потенційна енергія розтягнення-стягнення): Цей доданок відображає енергію, накопичену в еластичній стінці судини за рахунок її радіального розтягнення під дією тиску. Це є ключовим для моделювання ефекту Віндкесселя (Windkessel effect) [23].

2.1.2.3 Пружні судини із переносом крові з крученням (Крок 3)

$$\Delta E_{card1} + \Delta E_{card2} - D_1 - D_2 = U_1 + U_2 + K_1 + K_2 \quad (2.5)$$

Цей крок є революційним, оскільки він інтегрує ефект кручення (торсіону) кровотоку, що виникає завдяки спіральній геометрії судин та активній роботі серця:

- ΔE_{card2} (Момент імпульсу від серця): Нове активне джерело, що відображає енергію, пов'язану з закрученими лопатями аортального клапану, які надають крові початкового моменту імпульсу;
- D_2 (Дисипація кручення): Новий активний опір, що відображає в'язкі втрати енергії, пов'язані з крутильним рухом крові;
- K_2 (Кінетична енергія кручення): Новий реактивний елемент, що відображає накопичену кінетичну енергію обертального руху крові;
- U_2 (Потенційна енергія розкручення-скручення): Новий реактивний елемент, що відображає енергію, накопичену в стінці судини за рахунок її торсіонної деформації (скручування).

2.1.2.4 Пружні судини із крученням та гравітацією (Крок 4)

$$\Delta E_{card1} + \Delta E_{card2} - D_1 - D_2 \pm G = U_1 + U_2 + K_1 + K_2 \quad (2.6)$$

Тут до моделі додається гравітаційний внесок (G), який є критичним для моделювання кровотоку в умовах зміни положення тіла (ортостатичні проби) або в екстремальних гравітаційних умовах. Знак “ \pm ” підкреслює залежність від орієнтації судини відносно вектора сили тяжіння.

2.1.2.5. Активні артеріальні судини (Крок 5)

$$E_{card1} + \Delta E_{card2} + \Delta E_{chem1} + \Delta E_{chem2} - D_1 - D_2 \pm G = U_1 + U_2 + K_1 + K_2 \quad (2.7)$$

Цей фінальний, найбільш повний крок інтегрує активну біохімічну реакцію судинної стінки, що відображає її здатність до саморегуляції:

- $\Delta E_{chem1} + \Delta E_{chem2}$ (Постачання енергії NO хімічної реакції): Це внутрішнє джерело енергії, що відображає роботу судинної стінки, зокрема, через вивільнення оксиду азоту (NO) та його вплив на тонус судини;
- ΔE_{chem1} : Внесок, пов'язаний з поновленням жорсткості епітелію (радіальна складова);
- ΔE_{chem2} : Внесок, пов'язаний з скрученням епітелію (торсіонна складова).

2.1.2.6 Систематизація компонентів удосконаленого рівняння

Для забезпечення академічної чіткості, всі доданки рівняння можуть бути розділені на дві фундаментальні групи: Активні (джерела енергії та дисипація) (див табл. 2.1) та Реактивні (накопичена енергія) (див табл. 2.2).

Таблиця 2.1 - Активні джерела

Категорія	Компонент	Опис та Фізіологічна Роль
Активні Елементи (Ліва частина)	E_{card1}	Постачання імпульсу від серця (поступальний рух).
	ΔE_{card2}	Постачання моменту імпульсу від серця (крутильний рух).
	ΔE_{chem1}	Внесок хімічної енергії (NO) у поновлення жорсткості епітелію.
	ΔE_{chem2}	Внесок хімічної енергії (NO) у скручення епітелію.
	$\pm G$	Потенційна енергія ділянки крові у полі гравітації Землі (зовнішнє джерело).
	D_1	Енергія дисипації (втрати) поступального руху крові.
	D_2	Енергія дисипації (втрати) крутильного руху крові.

Таблиця 2.2 - Реактивні джерела

Категорія	Компонент	Опис та Фізіологічна Роль
Реактивні Елементи (Права частина)	K_1	Кінетична енергія поступального руху крові.
	K_2	Кінетична енергія крутильного руху крові.
	U_1	Потенційна енергія розтягнення-стягнення пружного епітелію.
	U_2	Потенційна енергія розкручення-скручення пружного епітелію.

2.1.2.7 Зв'язок з Тензором Напруження

Ключовим аспектом моделі є її здатність пов'язати енергетичний баланс з

тензором напруження в судинній стінці, який розкладається на дві основні частини:

- P_1 (Радіальна частина): Відповідає тиску (P), який є прямим наслідком радіального розтягнення судини;
- P_2 (Дотична/Крутильна частина): Відповідає крутильному напруженню, яке є наслідком торсійної деформації.

У фінальній моделі для активної судини в полі гравітації ці компоненти визначаються як:

$$P_1 = P = \Delta E_{Card1} + \Delta E_{Chem1} - D_1 \pm G \quad (2.8)$$

$$P_2 = \Delta E_{Card2} + \Delta E_{Chem2} - D_2 \quad (2.9)$$

Ці формули чітко розмежовують внески, пов'язані з радіальним (тиск P_1) та торсійним (кручення P_2) напруженням, що є найвищим рівнем деталізації та наукової новизни даної дисертаційної роботи.

2.1.2.8 Наукова новизна

Особлива увага приділяється внескам, запропонованим у даній магістерській роботі, які забезпечують системний опис явища кручення кровотоку:

- Введення нових внесків: ΔE_{Chem2} (хімічна енергія скручення) та U_2 (потенційна енергія розкручення-скручення), які є необхідними для повного опису торсійної динаміки;
- Уточнення гравітаційного внеску (G): Врахування пружності суцільної судини та, додатково, впливу зміни прискорення вільного падіння в екстремальних умовах;
- Уточнення визначення P_1 та P_2 : Чітке розмежування та визначення цих компонентів тензора напруження через енергетичні доданки;

- Одночасне застосування: Новим є саме комплексне, одночасне застосування всіх досліджених внесків у наведених модельних рівняннях, що забезпечує безпрецедентну точність моделювання.

Наведена блок-схема (рис. 2.1) відображає енергетичну структуру моделі кручення кровотоку в артеріальній судині та демонструє взаємозв'язок між джерелами енергії, її перерозподілом, накопиченням та втратами.

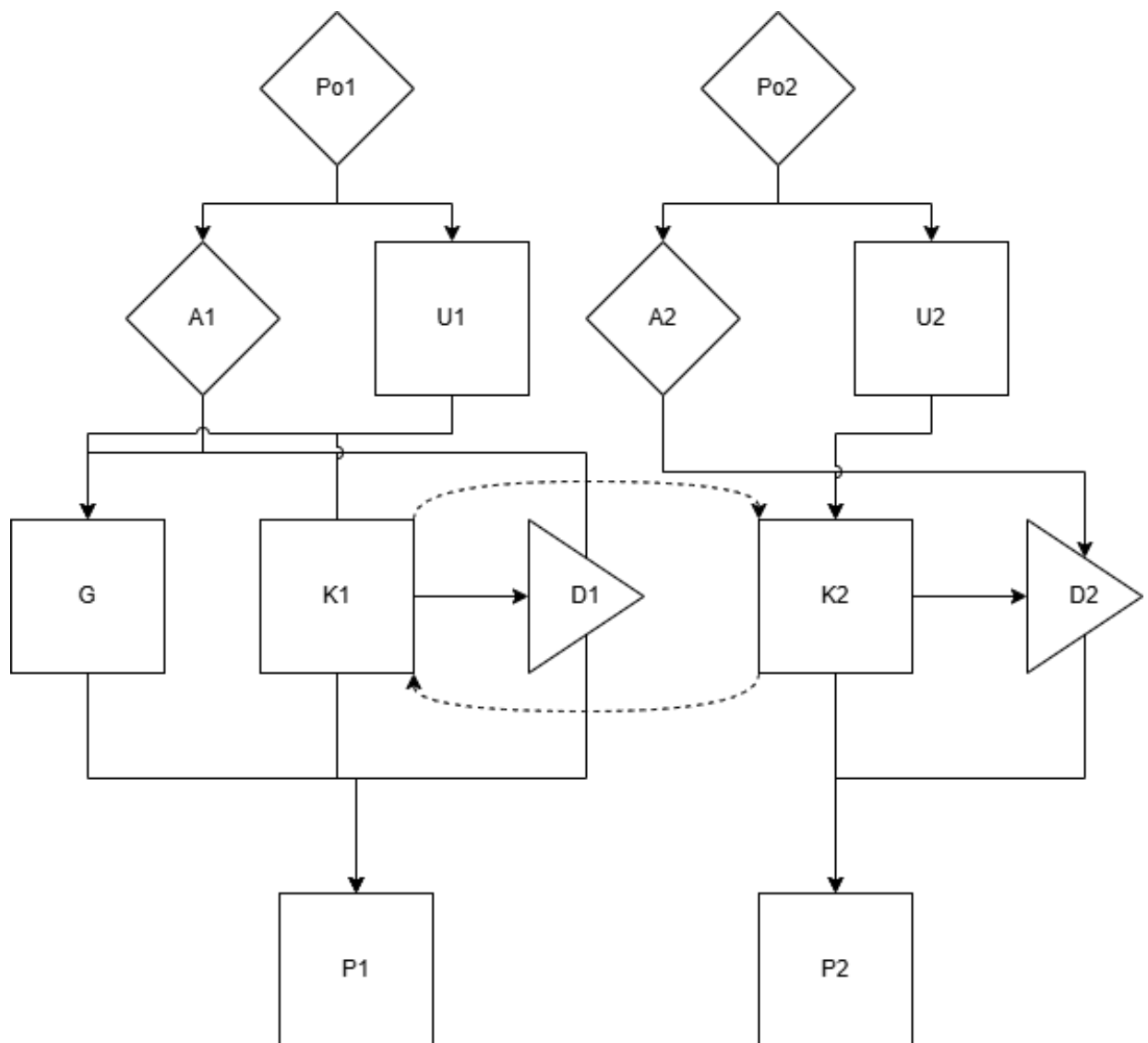


Рисунок 2.1 – Блок схема енергетичної структури моделі

У верхній частині схеми розташовані два незалежні джерела енергії серця: Po1 відповідає за формування поступального імпульсу крові, тоді як Po2

відображає утворення крутильного моменту, що виникає під час проходження крові крізь аортальний клапан і подальшої гвинтоподібної деформації потоку. Від кожного з джерел енергія надходить до відповідних активних ланок A1 та A2, що позначають хімічно керовану активність гладеньком'язових клітин судинної стінки. Ці ланки моделюють вплив біохімічних механізмів, зокрема реакцій за участю оксиду азоту (NO), які можуть посилювати або послаблювати енергію потоку залежно від фізіологічного стану судини.

Після проходження через активні елементи енергія частково акумулюється у пружних структурах U1 та U2, які представляють собою еластичні властивості судинної стінки. U1 описує енергію розтягнення і стискання, тоді як U2 характеризує здатність стінки до скручення та розкручення. Таким чином, пружні елементи виступають буфером, що забезпечує згладжування тиску та стабільність плинину крові під час серцевого циклу.

У центральній частині схеми зображено два основні канали кінетичної енергії потоку: K1 відповідає за поступальний компонент руху крові, а K2 — за крутильний компонент. На цьому рівні відбувається взаємна трансформація енергії між K1 та K2, що відображено пунктирною обвідкою, і показує, що частина прямолінійного руху може переходити в обертальний, і навпаки. Водночас частина енергії втрачається через в'язке тертя та внутрішню дисипацію, що відображають елементи D1 та D2, які віднімають відповідні складові енергетичного балансу.

Ліва гілка також включає елемент G, який моделює вплив гравітаційного поля на рух крові залежно від положення ділянки судини відносно серця. Це дозволяє врахувати різницю тиску у вертикально розташованих судинах, що є важливим у фізіологічних та клінічних сценаріях.

У нижній частині схеми представлені вихідні величини P1 та P2, які відповідають двом компонентам тензора механічного напруження: радіальній (тисковій) та дотичній (крутильній). Саме вони виступають кінцевими фізично вимірюваними параметрами моделі та можуть бути співставлені з експериментальними та клінічними даними для верифікації правильності опису

процесів кровотоку.

Висновок до розділу 2

У другому розділі було здійснено всебічне обґрунтування вибору інструментів, необхідних для реалізації математичної моделі кровотоку з крученням та гравітаційними ефектами. Проаналізовано вимоги до програмного середовища, включаючи підтримку символічних обчислень, можливості чисельної апроксимації, роботу з багатовимірними даними, візуалізацію та створення графічних інтерфейсів. На основі цього визначено, що оптимальною мовою програмування для поставленого завдання є Python – завдяки відкритості екосистеми, високій гнучкості та наявності широкого спектра наукових бібліотек.

Окремо було розглянуто роль кожної бібліотеки в структурі програмного застосунку. NumPy забезпечує ефективну роботу з масивами та матрицями, що є критичним для чисельної реалізації рівнянь моделі. SymPy дозволяє виконувати символічні перетворення та отримувати аналітичні форми рівнянь, що суттєво полегшує перевірку коректності математичного апарату. Matplotlib використовується для побудови графіків і візуального аналізу результатів, тоді як Pandas забезпечує імпорт, структурування та обробку експериментальних і клінічних даних. PyQt6 виступає інструментом створення інтуїтивного графічного інтерфейсу, що робить роботу з моделлю доступною навіть для користувачів без програмістського досвіду.

Сукупність вибраних інструментів формує цілісну програмну екосистему, яка покриває весь цикл моделювання: від аналітичного опрацювання рівнянь – до інтерактивної візуалізації результатів. Таким чином, проведений аналіз підтвердив доцільність застосування Python і відповідних бібліотек для реалізації складних біофізичних моделей та створення надійного, масштабованого та зручного у використанні програмного забезпечення.

РОЗДІЛ 3

ЗАСОБИ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ РУХУ КРОВІ З КРУЧЕННЯМ В АРТЕРІАЛЬНИХ СУДИНАХ У ПОЛІ ГРАВІТАЦІЇ

У третьому розділі наведено характеристику програмних засобів, використаних для створення застосунку, що реалізує математичну модель руху крові з крученням у полі гравітації. Проведено огляд сучасних програмних пакетів для комп'ютерного моделювання гемодинаміки, визначено їх ключові можливості та обмеження. Обґрунтовано вибір мови програмування Python та необхідних бібліотек, що забезпечують символічні обчислення, роботу з масивами, побудову графіків та створення графічного інтерфейсу. У розділі сформовано інструментальну основу, на якій реалізовано програмну частину математичної моделі

3.1 Аналоги програмних продуктів

3.1.1 COMSOL Multiphysics

Одним із широко застосовуваних мультифізичних середовищ є COMSOL Multiphysics [5] (рис. 3.1), що має комерційну ліцензію. Платформа надає зручний графічний інтерфейс, комплекс готових фізичних модулів та інструменти інтеграції декількох взаємодіючих полів. Це робить її ефективною для стандартних задач механіки рідини та пружності матеріалів. Однак ключовим недоліком COMSOL є закритість вихідного коду та обмеженість користувача в можливості модифікації базових рівнянь, що не дозволяє ввести нетривіальні енергетичні внески, такі як крутильний перенос і активні реакції ендотелію.

Крім того, висока вартість ліцензії значно обмежує її використання у наукових дослідженнях, орієнтованих на експериментальні моделі.

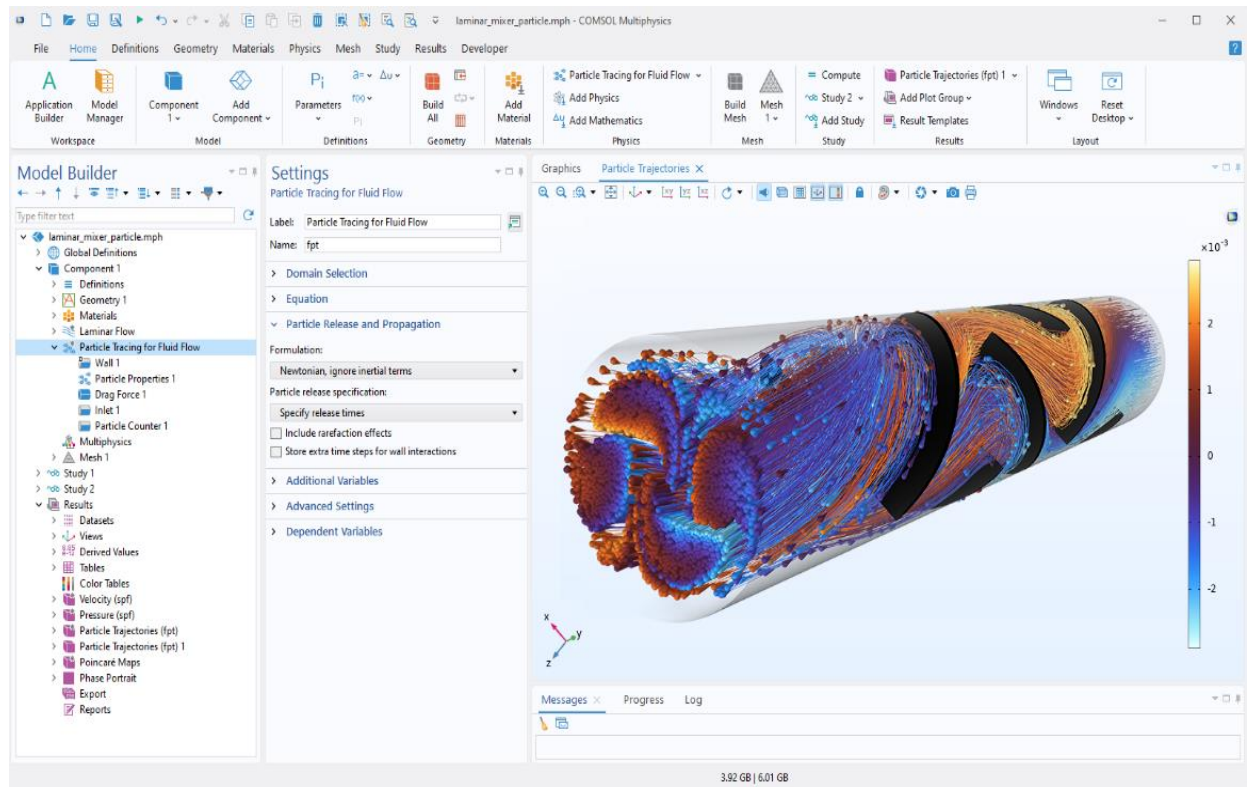


Рисунок 3.1 – Інтерфейс COMSOL Multiphysics[5]

3.1.2 ANSYS Fluent

Подібною за рівнем апаратної складності, але орієнтованою на інженерні CFD-розрахунки, є ANSYS Fluent [2] (приклад інтерфейсу наведено на рис. 3.2). Це високопродуктивне комерційне середовище, яке широко застосовується у промисловості для аналізу турбулентних потоків. Fluent підтримує розвинені чисельні солвери та великий набір моделей турбулентності. Проте архітектура Fluent передбачає роботу з усталеними рівняннями Нав'є — Стокса без можливості глибокого перегляду моделі внутрішніх силових взаємодій та активної механічної відповіді тканин, що є критично важливим при моделюванні судинної системи, де тканини виконують не пасивну, а функціональну роль.

Таким чином, ANSYS Fluent[2] практично не придатний для задач, що включають енергетичний внесок гладком'язових клітин та крутильний перенос імпульсу.

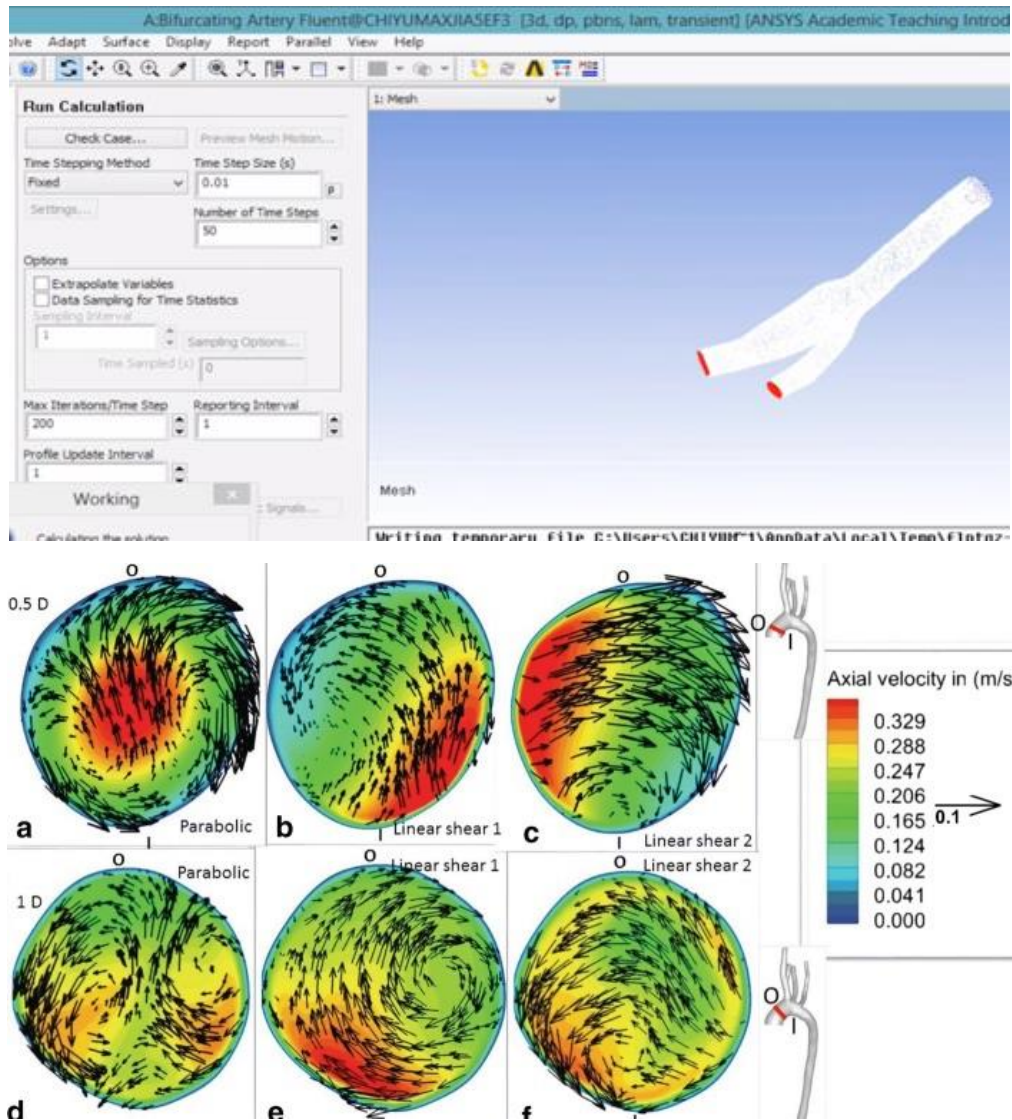


Рисунок 3.2 – Результат моделювання кровотоку у ANSYS Fluent; [14]

3.1.3 OpenFOAM

Серед відкритих рішень найбільш відомою є система OpenFOAM[21] (приклад інтерфейсу наведено на рис. 3.3), яка надає широкі можливості зміни та розширення чисельних моделей завдяки відкритому доступу до вихідного коду. Вона підтримує три- та багатовимірні CFD-розрахунки, включаючи несталі потоки та складні геометрії. Однак OpenFOAM[21] має високу складність налаштування і потребує глибокого володіння чисельними методами та структурою внутрішнього коду, що значно ускладнює побудову нових моделей, таких як гідродинаміка крові із компонентом крутіння та анізотропією пружних властивостей стінки.

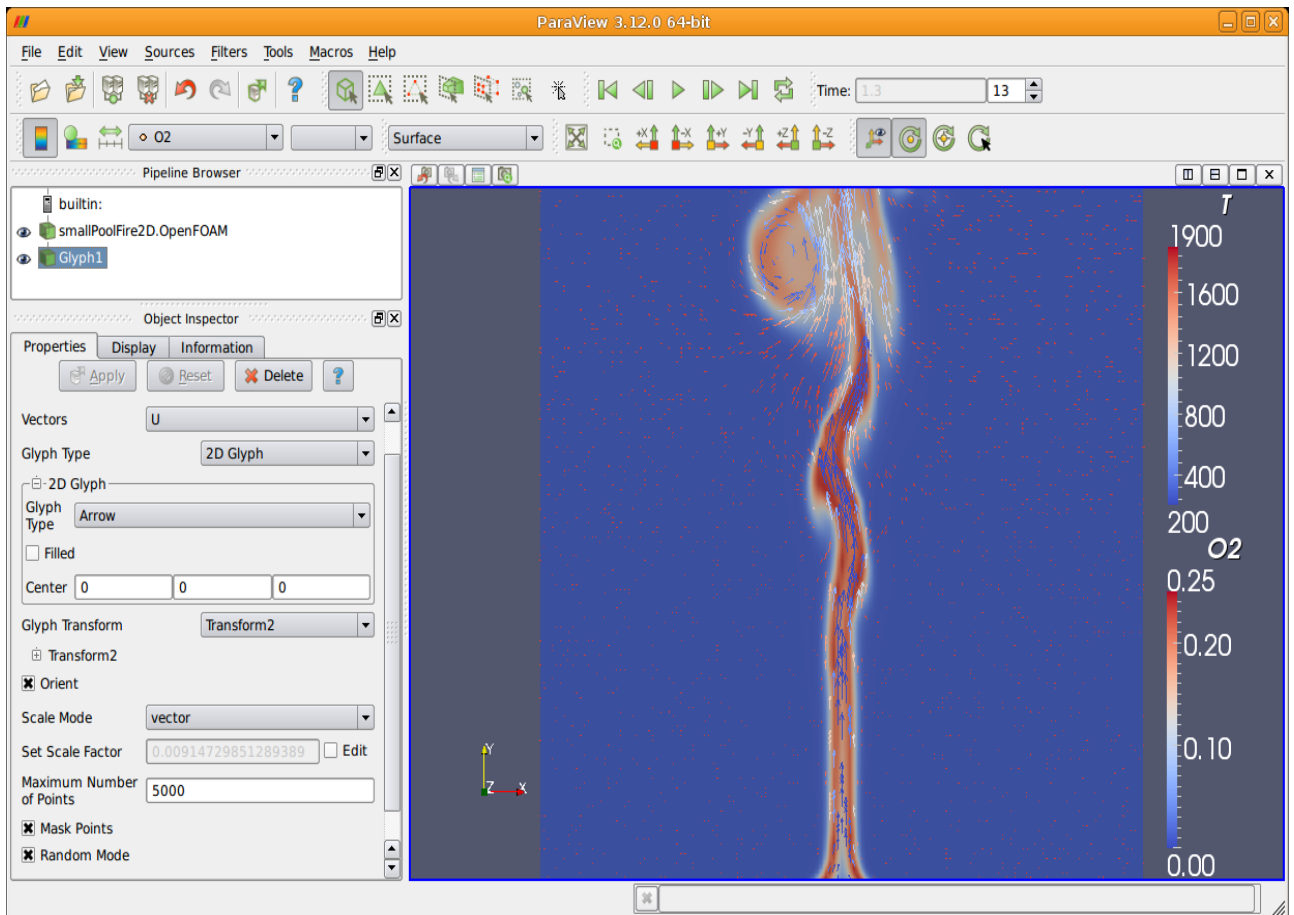
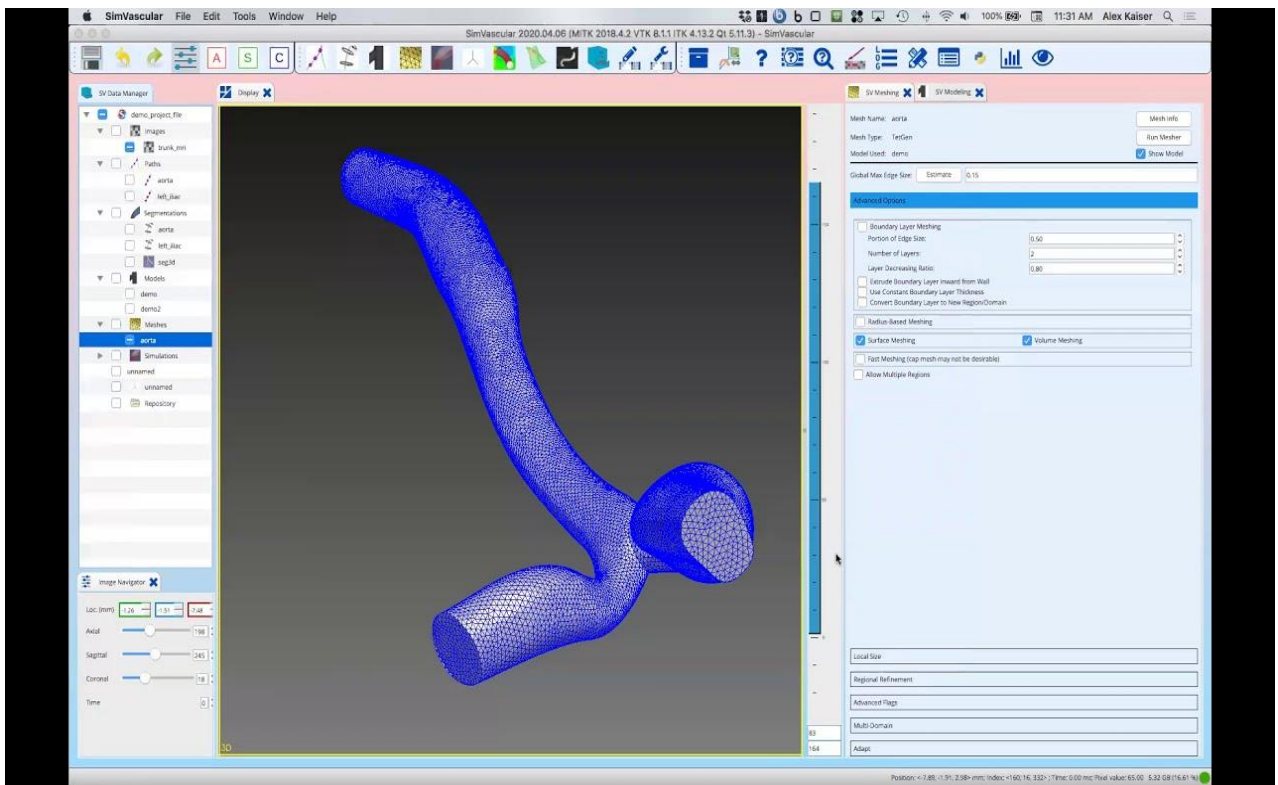


Рисунок 3.3 – Результат моделювання за допомогою OpenFOAM

3.1.5 SimVascular

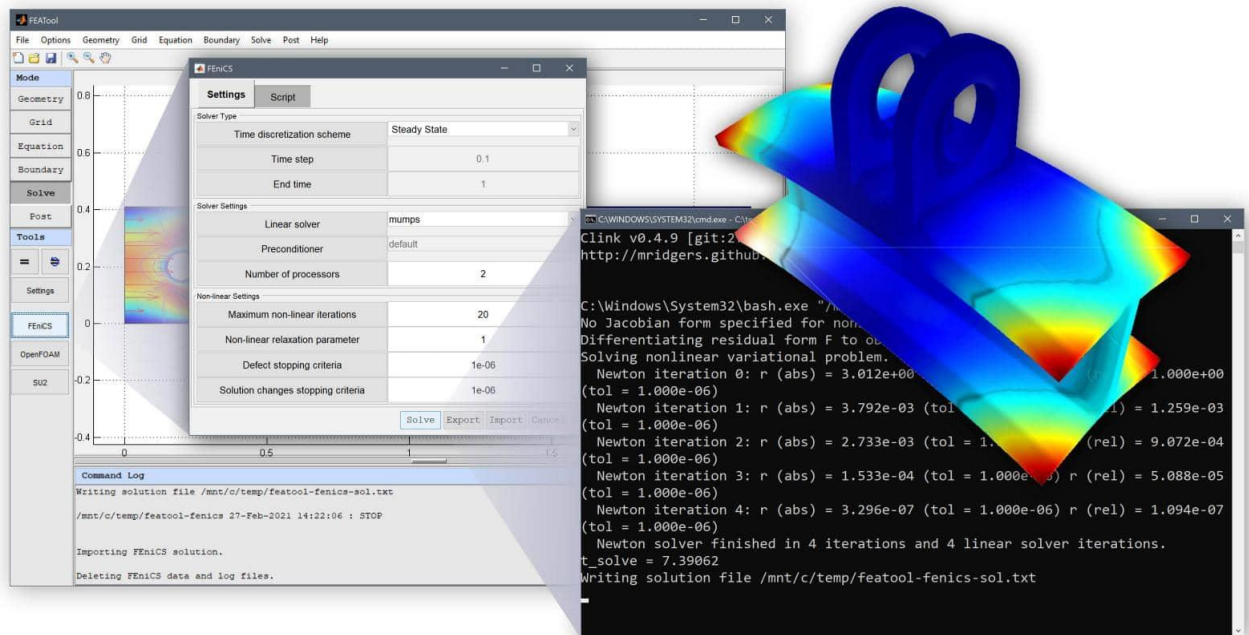
Спеціалізованим біомедичним середовищем є SimVascular [28] (приклад інтерфейсу наведено на рис. 3.4), яке призначене для моделювання серцево-судинних структур та побудови тривимірних моделей кровообігу на основі даних медичної візуалізації. Платформа ефективна для оцінки гемодинамічних параметрів у реальних анатомічних структурах. Проте SimVascular [28] реалізує переважно ламінарні та турбулентні моделі поступального кровоплину без можливості врахування торсійності потоку, крутильного переносу та активних біомеханічних механізмів. Тому вона є недостатньою для цілей даної роботи.



Риcунок 3.4 – Інтерфейс SimVascular

3.1.6 FEniCS Project

На відміну від перелічених систем, FEniCS Project [9] (приклад інтерфейсу наведено на рис. 3.5) є відкритим середовищем, яке дозволяє формулювати та розв'язувати рівняння в частинних похідних у варіаційній формі з автоматичною генерацією чисельних схем. FEniCS інтегрується з мовою Python, що забезпечує високу гнучкість, можливість швидкого прототипування моделей і розширення їх функціональності. Додаткова сумісність із VTK та ParaView робить можливим виконання тривимірної візуалізації швидкостей та полів напружень.



Рисункок 3.5 – Результат отриманий за допомогою FEniCS

Найважливішим є те, що FEniCS [9] дозволяє ввімкнути у модель як поступальний, так і крутильний компоненти руху крові, пружну відповідь стінки та активні енергетичні внески, що робить його повністю відповідним задачам дослідження.

3.2 Мова та написання програми

Для реалізації програмного застосунку була обрана мова програмування Python, що є однією з провідних мов для створення наукових застосунків, так вона має в собі велику кількість різноманітних інструментів для вирішення різнопланових завдань які можуть виникати під час роботи. Python вирізняється простим та логічним синтаксисом, широкою підтримкою бібліотек та кросплатформеного виконання коду.

Відрізняючись від низькорівневих мов (C), в яких розробнику треба контролювати пам'ять та оптимізувати все вручну, Python дозволяє присвятити ці зусилля на створення самій моделі, що значно прискорює процес розробки. Python має відкритий код (open-source), та не потребує ліцензії, що розширює його

можливості для використання у науково-дослідницьких цілях.

Python дозволяє одночасно із символьними формулами (вивід похідних, спрощувати рівняння) і виконувати чисельні обчислення. Підтримка зручної візуалізації допомагає легко оцінити результати отримані в ході розрахунків, це є критично важливим елементом для гемодинаміки, так як потрібно аналізувати отримані графіки залежностей, фазових діаграм та енергетичних кривих. Також треба зазначити можливість масштабування, через велику різноманітність бібліотек з аналітичної моделі її можна перевести в CFD моделювання, не змінюючи логіку та обчислювальну структуру проекту.

3.3 Бібліотеки для Python

3.3.1 NumPy

NumPy (Numerical Python) [20]– це основна бібліотека Python для розробки числових масивів даних та матриць. Вона забезпечує векторизовані обчислення, які виконуються значно швидше і з меншою вимогою для характеристик комп'ютера. У контексті даної магістерської дисертації NumPy використовується для:

- Підготовки масивів значень змінної x ;
- Обчислення функції $y=f(x)$ на основі математичної моделі;
- Роботи з набором експериментальних даних.

NumPy фактично є стандартом для науковій обчислень, через його зрозумілий функціонал та великі можливості що пропонує дана бібліотека.

3.3.2 SymPy

SymPy [29]– бібліотека для символьної математики. В програмі вона виконує ключову функцію преведення введено користувачем формулу у математичний об'єкт, що дозволяє автоматично виконувати операції. У контексті даної магістерської дисертації SymPy використовується для:

- Розбору формули ;
- Спрощення виразу;

- Диференціювання та інтегрування, за потреби;
- Підстановкою констант у формулу.

Це дозволяє користувачу вводити формулу у фізичному вигляді, а не в готовій числовій функції.

3.3.3 Matplotlib

Для відображення результатів моделювання використовується Matplotlib [16], яка дозволяє будувати графіки залежностей $y=f(x)$, налаштовувати осі графіку, легеду та візуальні елементи відображення. На відміну від бібліотек Plotly або Seaborn, забезпечує повний контроль над параметрами відтворення, що є важливим в науковій роботі де ми женемося за як умога більш точними даними.

3.3.4 Pandas

Для імпорту та обробки табличних файлів використовується бібліотека Pandas [22]. Вона дозволяє зчитувати таблиці та використовувати експериментальні дані як структуру DataFrame. Це вижливо у випадках, коли треба порівнювати з справжніми експериментальними даними або клінічними спостереженнями. На відміну від звичайної роботи з таблицями, Pandas забезпечує автоматизацію, повторюваність та інтеграцією з чисельними обчисленнями.

3.3.5 PyQt6

Графічний інтерфес користувача було реалізовано за допомогою PyQt6 [24], що дозволяє створювати мультивкладкові вікна для зручного керування в середині програмного застосуку. Завдяки цьому взаємодія з моделлю стає можливою без застосування командного рядка, що надає змогу зручно використовувати програмний засіб. Існує також бібліотека Tkinter, проте вона має більш спрощені візуальні можливості.

Таким чином обрана мова програмування та бібліотеки забезпечують повний цикл моделювання, від запису рівнянь, до їх чисельного розв'язання, подання результатів та візуалізації їх.

Висновок до розділу 3

У третьому розділі було реалізовано повнофункціональний програмний застосунок, призначений для моделювання кровотоку з крутильними ефектами та впливом гравітації, що стало практичним втіленням математичних залежностей, сформованих у попередніх розділах. Детально опрацьовано структуру програмного забезпечення, створено зручний графічний інтерфейс, а також забезпечено коректну взаємодію між усіма його компонентами — модульною побудовою, блоком обчислень, візуалізацією та роботою з даними.

Під час реалізації інтерфейсу було розроблено багатовкладкову систему, яка дозволяє користувачу швидко переходити між вводом параметрів, побудовою графіків, роботою з константами та аналізом результатів моделювання. Така логічна структура інтерфейсу гарантує інтуїтивність взаємодії та мінімізує кількість помилок при роботі зі складною математичною моделлю.

У розділі також описано програмну реалізацію удосконаленого рівняння кровотоку, включаючи внески, що враховують пружність, кручення, активність судинної стінки та гравітаційний вплив. Створено механізм чисельного обчислення цих компонентів, їх інтеграції у єдину модель та відображення у вигляді графіків, що дозволяє наочно простежити роль кожного фактора у формуванні гемодинамічних процесів.

Таким чином, у третьому розділі успішно створено програмний прототип, який повністю реалізує всі математичні елементи моделі та забезпечує їх інтерактивний аналіз. Він формує основу для подальших експериментів, моделювання сценаріїв та застосування отриманих результатів у наукових і прикладних дослідженнях функціонування кровообігу.

РОЗДІЛ 4

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ РУХУ КРОВІ З КРУЧЕННЯМ В АРТЕРІАЛЬНИХ СУДИНАХ У ПОЛІ ГРАВІТАЦІЇ

У цьому розділі було описано роботу програмного застосунку, інтерфесу та можливості які пропонує дане рішення.

Застосунок складається декількох вікон між якими користувач може перемикається за потребою, в них входять

Головний екран (рис. 4.1) – основна робоча поверхня користувача, в цій вкладці користувач вводить рівняння для якого він бажає побудувати графік, поле для виведення графіку, обмежувач графіку по осі x, крок з яким будується даний графік та головна кнопка «Побудувати графік».

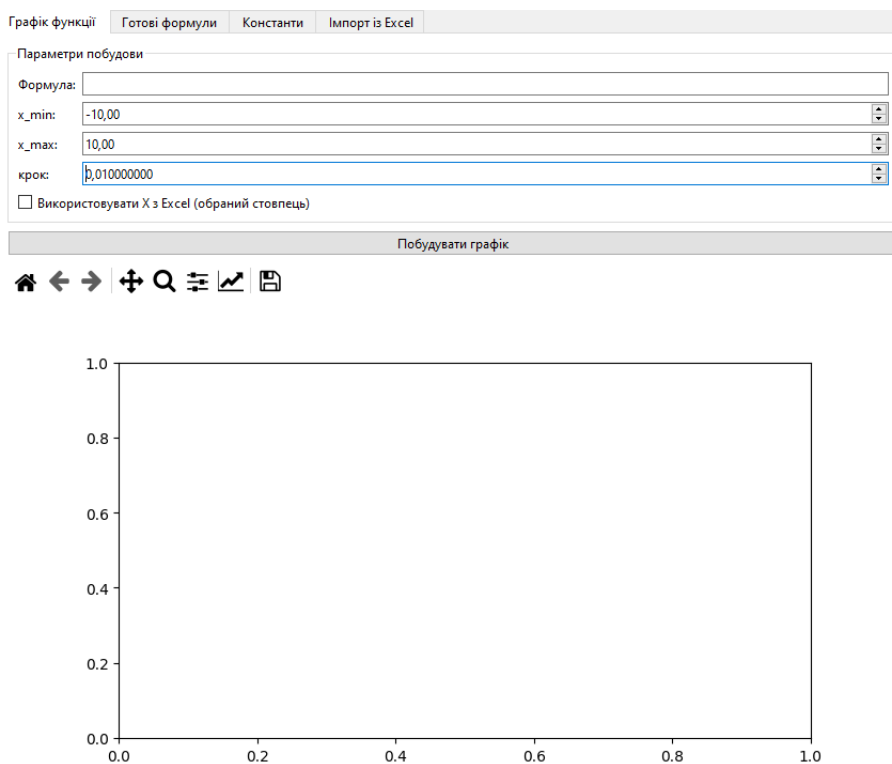


Рисунок 4.1 – Головний екран

Налаштування графіку є важливою частиною отримання результатів, бо при неправильному відображенні даних якість результату погіршується, тому в програмному застосунку присутня «кастомізація» (рис. 4.2- рис. 4.4).

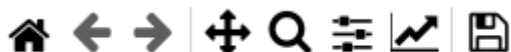


Рисунок 4.2 – Швидка панель редагування графіку

- Панель яка знаходиться зверху над графіком допомагає легко орієнтуватися в ньому.
- Кнопка з піктограмою дома повертає всі налаштування в початковий вигляд.
- Стрілочки вліво та право, відповідно, відміняють чи повертають зроблені дії.
- Піктограма пересування допомагає рухатись по графіку.
- Лупа дозволяє збільшити вибрану ділянку графіка.
- Налаштування вікна графіку дозволяє змінювати властивості робочої зони.
- Піктограма «Trend Up» дозволяє змінювати вісі x та y, а також налаштування легеди.

Піктограма дискети дозволяє зберегти отриманий графік (рис. 4.3 – рис. 4.4).

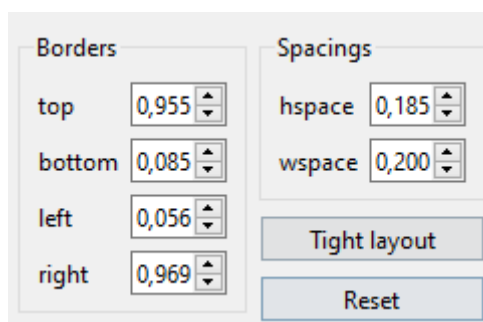


Рисунок 3.3 – Редагування вікна графік

The image shows a dialog box titled "Axes" with the following fields and controls:

- Title:** An empty text input field.
- X-Axis:**
 - Min:** A text input field containing "0.0".
 - Max:** A text input field containing "1.0".
 - Label:** An empty text input field.
 - Scale:** A dropdown menu currently set to "linear".
- Y-Axis:**
 - Min:** A text input field containing "0.0".
 - Max:** A text input field containing "1.0".
 - Label:** An empty text input field.
 - Scale:** A dropdown menu currently set to "linear".
- (Re-)Generate automatic legend:** An unchecked checkbox.
- Buttons:** "OK", "Cancel", and "Apply" buttons are located at the bottom of the dialog.

Рисунок 4.4 – Редагування осей

Також присутня клітинка перемикання між використанням заданого проміжку і даними з таблиці.

Готові формули (рис. 4.5) – застосунок пропонує користувачу обрати формулу з наявного списку завчасно заготовлених і часто використовувальних формул, та кнопка «Вставити формулу», що автоматично вводить обраний варіант в строку розрахунків

```

y = A*sin(B*x) + C
y = A*x**2 + B*x + C
y = A*exp(-B*x) + C
y = A/(B + x**2) + C
y = A*cos(B*x) * exp(-K*x) + C
y = A*sqrt(B*x + C)
y = A*log(B*x + K) + C
y = A*tanh(B*x) + C
y = A / (B + exp(-C * (x - K)))
y = A / (B - exp(-C * (x - K)))y = A / (1 + exp(-B*(x - C))) + D / (1 + exp(-F*(x - N)))
y = A / (1 + exp(-F*(x - C)))**K
y = A/(1+exp(-B*(x-K))) + A*x + B
y = A * x**3 + B * x**2 + C * x
y = A * x**3 + B * x**2 + C * x
y = A * x**4 + B * x**3 + C * x**2 + F * x
y = A * x**5 + B * x**4 + C * x**3 + F * x**2 + D * x

```

Рисунок 4.5 – Вікно для задання списку формул

Константи (рис. 4.6) – вікно в якому користувач може налаштувати сталі значення та їх величину, для зручного використання в конструкторі формул без введення усіх даних в неї, залишаючи фізичний вигляд рівнянь.

Графік функції			Готові формули			Константи		
		Константа			Значення			
1	A		1.0					
2	B		1.0					
3	C		0.0					
4	K		1.0					
5	E		1.0					
6	G		1.0					
7	N		1.0					
8	M		1.0					
9	D		1.0					
10	F		1.0					
11	alpha		1.0					
12	beta		1.0					

Рисунок 4.6 – Вікно констант

Рисунок 4.7 «Вибір режиму моделювання» складається з групи перемикачів (радіокнопок), що дозволяють користувачу обрати, який саме параметр буде використано як незалежна змінна у побудові графіка. Серед доступних опцій:

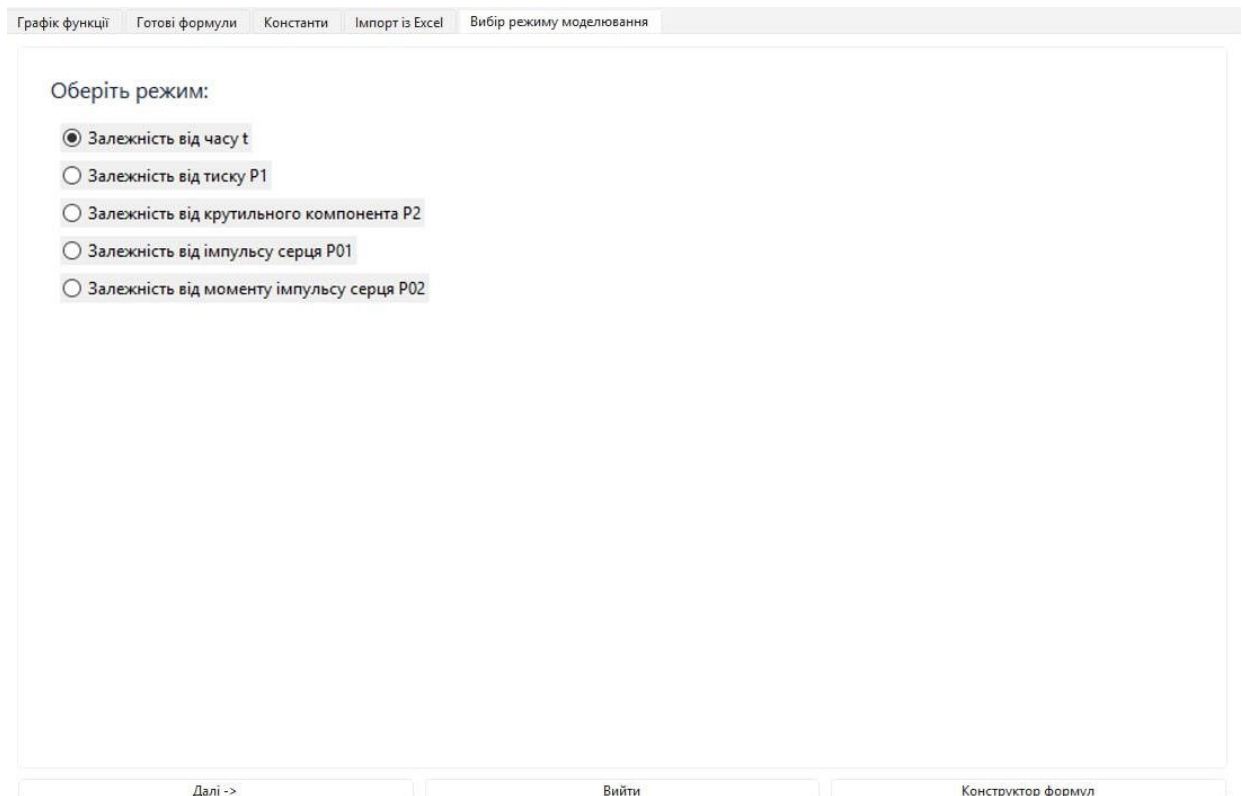


Рисунок 4.7 – Вікно констант

- Залежність від часу t – стандартний часовий режим, у якому графік будується у координатах «значення–час».
- Залежність від тиску $P1$ – режим аналізу результатів моделювання за впливом основної тискової компоненти.
- Залежність від крутильного компонента $P2$ – використовується для дослідження поведінки крутильних навантажень.
- Залежність від імпульсу серця $P01$ – режим перегляду імпульсної складової серцевої дії.
- Залежність від моменту імпульсу серця $P02$ – режим для аналізу моментних характеристик імпульсної сили.

Завдяки такій структурі користувач може швидко переключатися між різними видами фізичних залежностей, що значно підвищує гнучкість моделювання та зручність подальшого аналізу даних.

У нижній частині вікна розташовані кнопки «Далі», «Вийти» та «Конструктор формул», що забезпечують навігацію між основними модулями застосунку. Кнопка «Далі» дозволяє перейти до наступного кроку, де здійснюється побудова графіків; кнопка «Конструктор формул» відкриває окреме вікно для ручного редагування або створення математичних моделей.

Одним із ключових етапів підготовки до моделювання є конфігурація базових фізичних, механічних та біомеханічних параметрів системи. У програмному застосунку для цього передбачено окреме вікно «Керуючі параметри моделі», в якому користувач може встановити необхідні величини, активувати їх використання або змінювати значення безпосередньо перед запуском обчислення (рис. 4.8).

Параметр	Значення	Активувати	Параметр	Значення	Активувати
ρ : густина крові, кг/м^3	1060	<input type="checkbox"/>	$u1$: пружність розтягнення	0.3	<input type="checkbox"/>
h : висота, м	0.1	<input type="checkbox"/>	$u2$: пружність закручення	0.25	<input type="checkbox"/>
$a1$: тертя поступального руху	0.05	<input type="checkbox"/>	$A1$: активність стискання	1.0	<input type="checkbox"/>
$a2$: тертя кручення	0.07	<input type="checkbox"/>	$A2$: активність скручення	0.8	<input type="checkbox"/>
g : прискорення, м/с^2	9.81	<input type="checkbox"/>			
P : базовий тиск, Па	101325	<input type="checkbox"/>			
$P01$: компонента від серця, діагон., Па	12000	<input type="checkbox"/>			
$P02$: компонента від серця, недіагон., Па	2000	<input type="checkbox"/>			
$P2$: крутильний компонент (змінна), Па	2000	<input type="checkbox"/>			
v : швидкість, м/с	0.2	<input type="checkbox"/>			

Активувати все

<- Назад Далі -> Вийти

Рисунок 4.8 – Керуючі параметри моделі

Інтерфейс складається з двох симетричних панелей параметрів:

Ліва панель — основні фізичні та гемодинамічні параметри:

- ρ — густина крові, кг/м^3 . Використовується для визначення інерційних та тискових характеристик у моделі;
- h —висота. Параметр, що впливає на гравітаційний компонент тиску;
- a_1 — тертя поступального руху. Визначає силу опору при лінійному русі крові;
- a_2 — тертя кручення. Враховує додаткові втрати енергії при обертових компонентах потоку;
- g — прискорення, м/с^2 . Використовується в моделюванні гравітаційного впливу на систему судин;
- P — базовий тиск, Па. Служить початковим рівнем для подальших розрахунків;
- P_{01} — компонента імпульсу серця (діагональна), Па. Визначає пульсову силу у напрямку основної осі;
- P_{02} — компонента імпульсу серця (недіагональна), Па. Враховує складові імпульсу під додатковими кутами;
- P_2 — крутильний компонент, Па. Є змінною частиною, що моделює torsion-ефект потоку;
- v — швидкість, м/с . Початкова швидкість крові для розрахунків кінетичної складової.

Кожен параметр доповнюється чекбоксом «Активувати», що дозволяє включати чи виключати певні величини із загальної моделі залежно від сценарію дослідження.

Права панель — механічні та активні властивості судини:

- u_1 — пружність розтягнення. Характеризує здатність судинної стінки до розширення під дією тиску;
- u_2 — пружність закручення. Відповідає за реакцію судини на torsion-навантаження;
- A_1 — активність стискання. Показує силу та інтенсивність активної реакції м'язових волокон судини;

- A_2 — активність скручення. Визначає активну відповідь судини на скручувальні компоненти тиску.

Параметри також мають власні чекбокси «Активувати», що дозволяє проводити різні сценарії моделювання — від пасивного режиму до повністю активної роботи судини.

Елементи керування:

У нижній частині вікна розташовано:

- кнопку «Активувати все», що вмикає всі параметри одночасно;
- кнопку «<<- Назад» для повернення до попереднього етапу;
- кнопку «Далі ->» для переходу до наступного етапу моделювання;
- кнопку «Вийти» для завершення роботи застосунку.

Таке компонування робить процес підготовки моделі гнучким: користувач може активувати лише необхідні величини, налаштовувати модель під певні фізичні умови або формувати складні сценарії для порівняння результатів (рис. 4.9 – рис. 4.13).

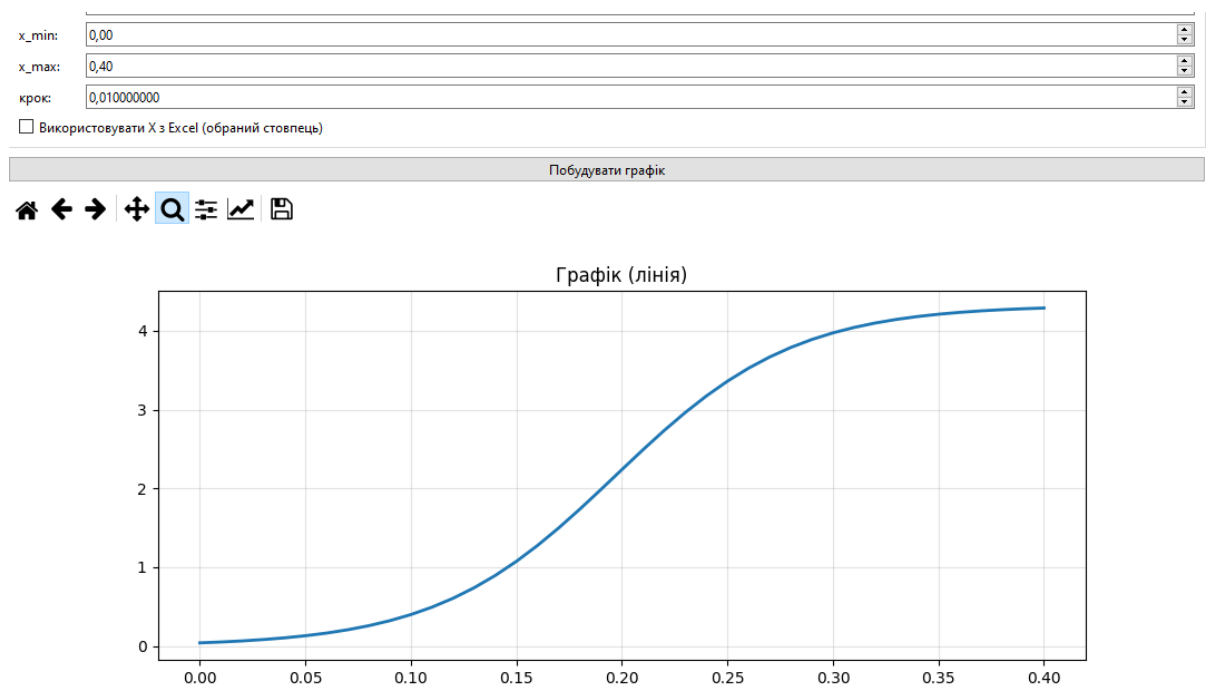


Рисунок 4.9 – Результат моделювання часової залежності A_2+U_2

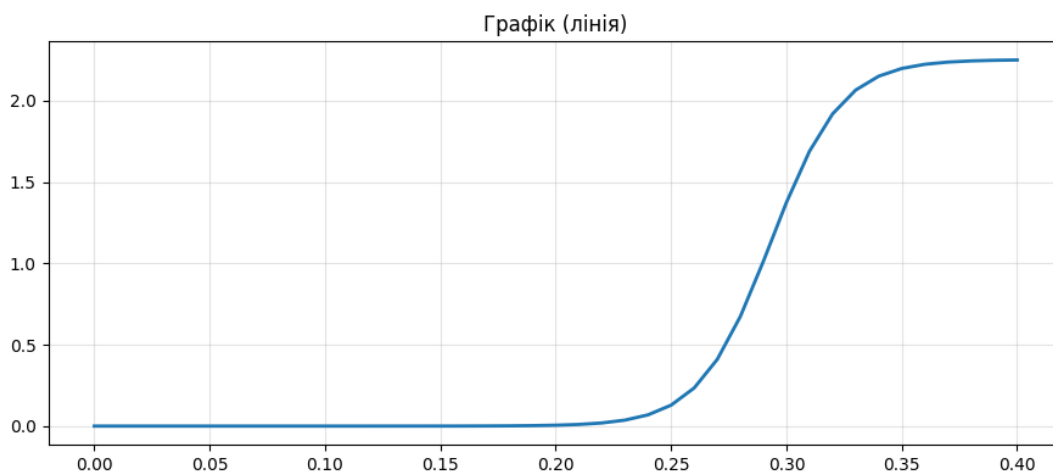
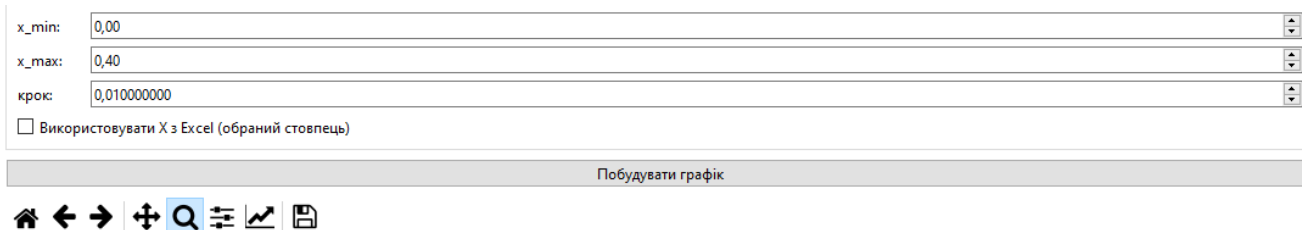


Рисунок 4.10 – Результат моделювання часової залежності $P=P_1+P_2$

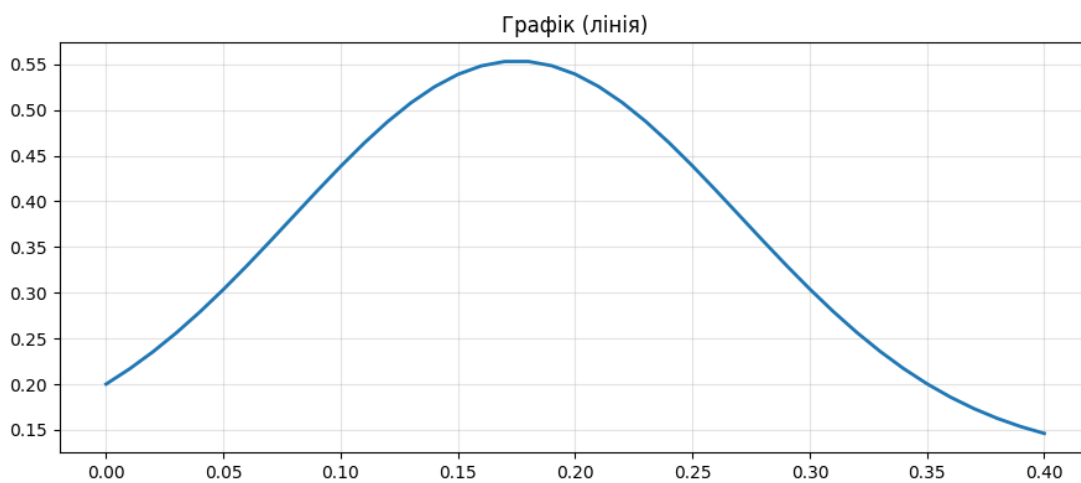
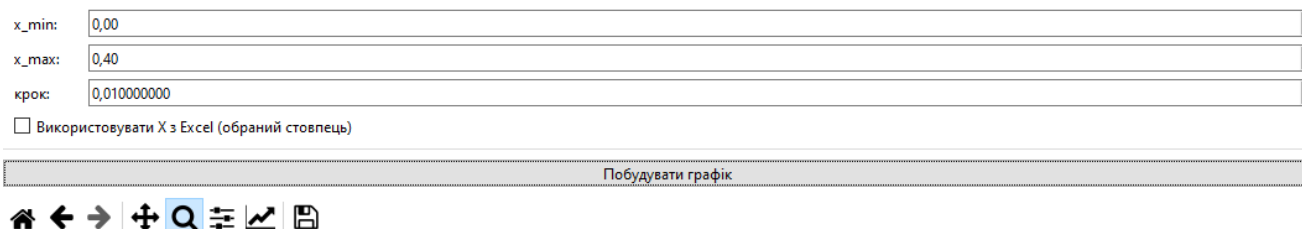


Рисунок 4.11 – Результат моделювання часової залежності U_2

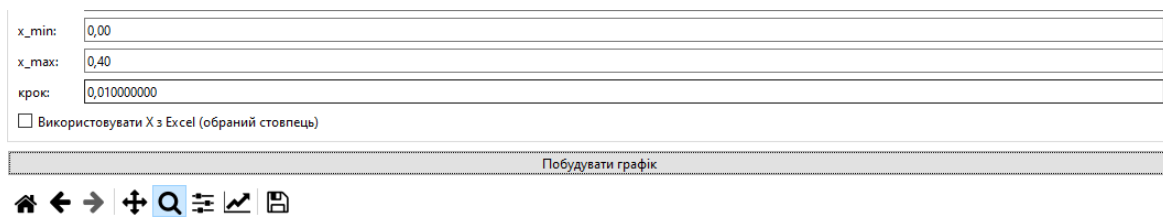


Рисунок 4.12 – Результат моделювання часової залежності A1+U1

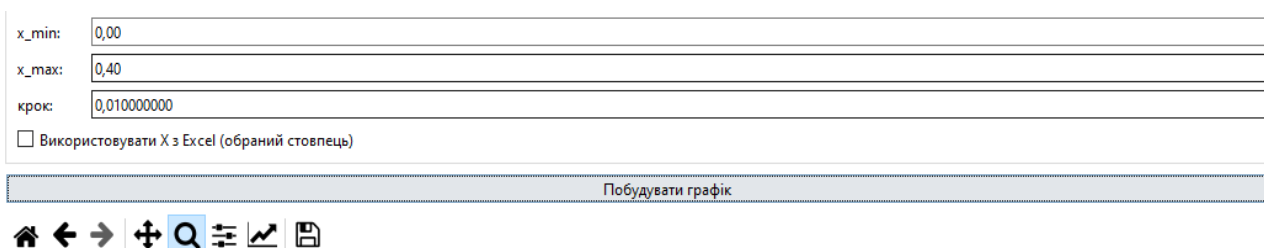


Рисунок 4.12 – Результат моделювання часової залежності D2

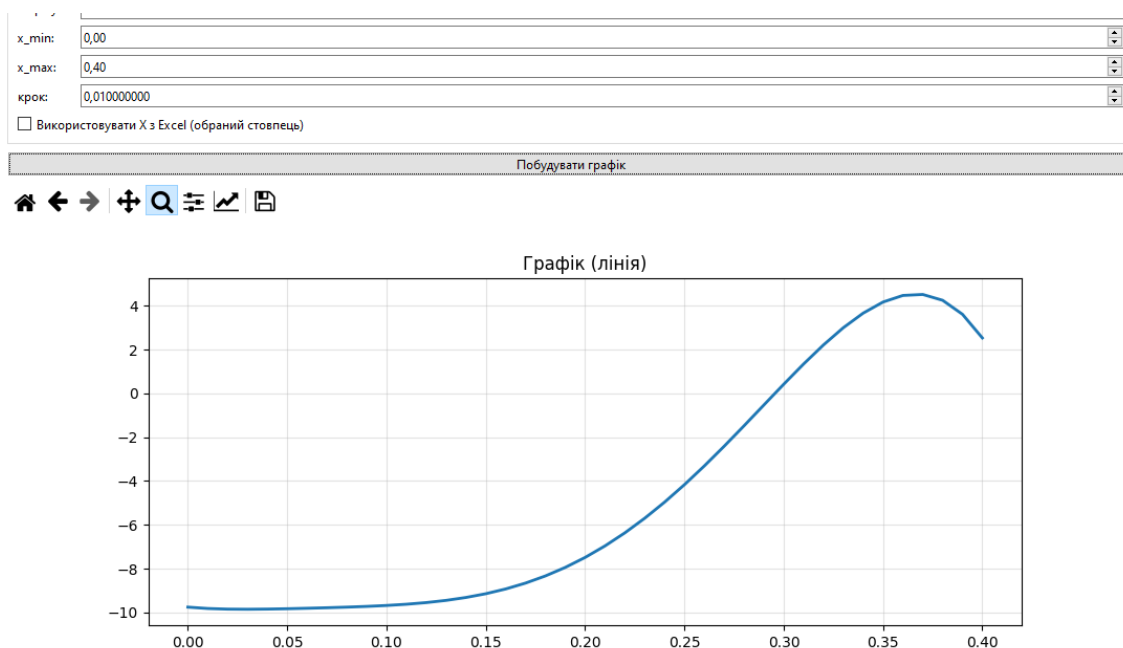


Рисунок 4.13 – Результат моделювання часової залежності P+G(+60)

Висновок до розділу 4

У цьому розділі було представлено процес практичної реалізації математичної моделі кручення кровотоку у вигляді програмного додатка, що дозволяє досліджувати особливості гемодинаміки в артеріальних судинах за різних фізіологічних та зовнішніх умов.

На основі проведеного аналізу мов програмування та середовищ моделювання було обґрунтовано вибір мови Python, яка поєднує гнучкість, відкритість, наявність широкої екосистеми наукових бібліотек та можливість реалізації як чисельних розрахунків, так і графічного інтерфейсу користувача.

У ході розробки було використано ряд спеціалізованих бібліотек, що забезпечили комплексне виконання поставлених завдань. Модулі NumPy і SymPy реалізували можливість виконання математичних обчислень та формального аналізу рівнянь моделі. Бібліотека Matplotlib була застосована для побудови наукових графіків, що дозволило візуалізувати динаміку зміни тиску, швидкості та внесків енергій кровотоку. Для зручної обробки параметрів експериментів була використана Pandas, яка значно спростила маніпуляції з наборами вхідних даних.

Створення інтерактивного інтерфейсу проведено засобами PyQt6, що забезпечило доступність і наочність взаємодії користувача з моделлю.

Розроблений програмний продукт дає можливість не лише виконувати серію чисельних експериментів, але й оперативно змінювати значення параметрів моделі, що у свою чергу дозволяє аналізувати вплив еластичності стінки судини, енергії розтягнення і скручення, активності гладеньком'язових клітин, внесків дисипації та гравітаційних факторів на загальну кінетичну структуру кровотоку. Інтерфейс програми є інтуїтивно зрозумілим і дозволяє користувачеві проводити дослідження навіть без глибокої підготовки в галузі математичного моделювання, що робить інструмент придатним як для наукової роботи, так і для навчального процесу.

Отже, практична реалізація моделі підтвердила можливість ефективної комп'ютерної симуляції кручення кровотоку в артеріальних судинах із врахуванням як пасивних, так і активних механізмів регуляції. Розроблений програмний додаток відповідає поставленим завданням роботи та може служити основою для подальших досліджень, зокрема розширення моделі на тривимірні геометрії судин, вивчення патологічних станів, симуляції серцево-судинних порушень та оцінки впливу гравітаційних навантажень у екстремальних умовах.

РОЗДІЛ 5

УЗАГАЛЬНЕНІ РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ КРОВОТОКУ ЛЮДИНИ

У цьому розділі узагальнено результати програмної реалізації та симуляцій. Проведено порівняльний аналіз між класичним рівнянням Бернуллі та модифікованою моделлю, вперше застосованою у цій роботі. Ключова увага приділена демонстрації відмінностей між результатами, а також аналізу впливу гравітаційного доданку.

У своїй класичній формі рівняння Бернуллі, встановлює принципову залежність між ключовими енергетичними складовими потоку ідеальної рідини: статичним тиском (P), кінетичною енергією (що визначається швидкістю потоку V), та потенційною енергією (пов'язаною з висотою H у полі сили тяжіння). Проте, при застосуванні цього рівняння до кровообігу, виявляється його принципова обмеженість. Класична модель функціонує в умовах ідеалізованого сценарію, який абсолютно не враховує низку критично важливих біофізичних факторів. Зокрема, вона повністю ігнорує активність судинної стінки, яка є не пасивним каналом, а динамічним, регульованим органом, здатним до вазоконстрикції та вазодилатації, що суттєво змінює гідродинамічний опір та енергетичний баланс. Крім того, рівняння не враховує складну, тривимірну геометрію простору, зокрема, спіральну форму артеріальних судин, яка, як доведено сучасними дослідженнями, відіграє вирішальну роль у формуванні вторинних потоків (кручення) та мінімізації турбулентності. Також критичним недоліком є відсутність обліку змінної пружності судинної стінки, яка є функцією артеріального тиску та фази серцевого циклу, що призводить до неадекватності моделі для опису фазової динаміки кровотоку протягом систоли та діастоли. Таким чином, цей надто спрощений підхід є недостатнім для точного моделювання кровотоку в активних артеріях, де енергетичний баланс постійно модифікується за рахунок механічної роботи стінки, в'язких втрат та складних

геометричних ефектів. Це підкреслює нагальну необхідність у розробці модифікованих, розширених моделей, які б інтегрували ці біофізичні реалії.

5.1 Моделювання властивостей кровотоку з крученням

На рис. 5.1 - рис 5.2 показано, як осьові та крутильні сили формують початкову динаміку імпульсу, з поступовим зростанням обох внесків протягом фази збудження судини.

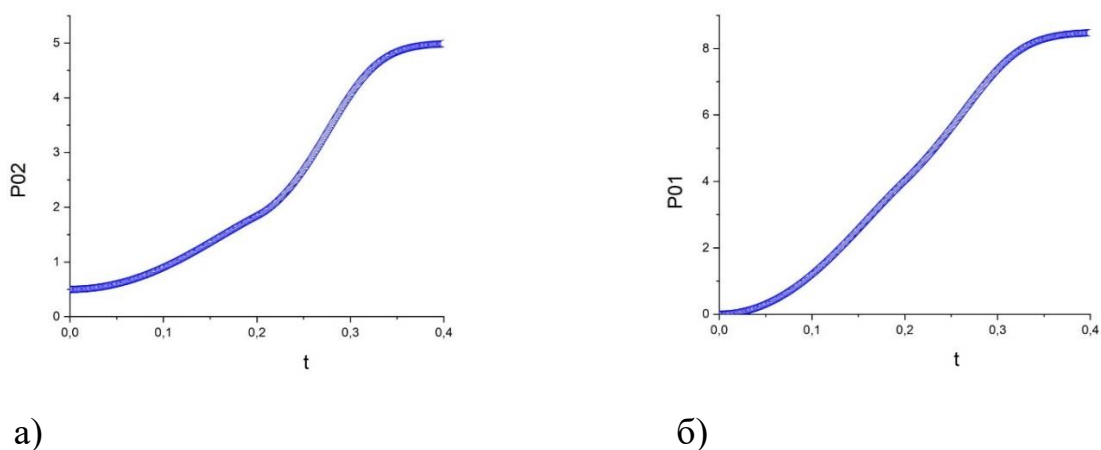


Рисунок 5.1 - Внесок недіагональних компонент тензора напружень від серця: а – від $P02$, та діагональних компонент тензора напружень, б - від серця $P01$

NO-реакція викликає прогресивне зростання активного тонуусу судинної стінки в першій половині серцевого циклу (рис. 5.2).

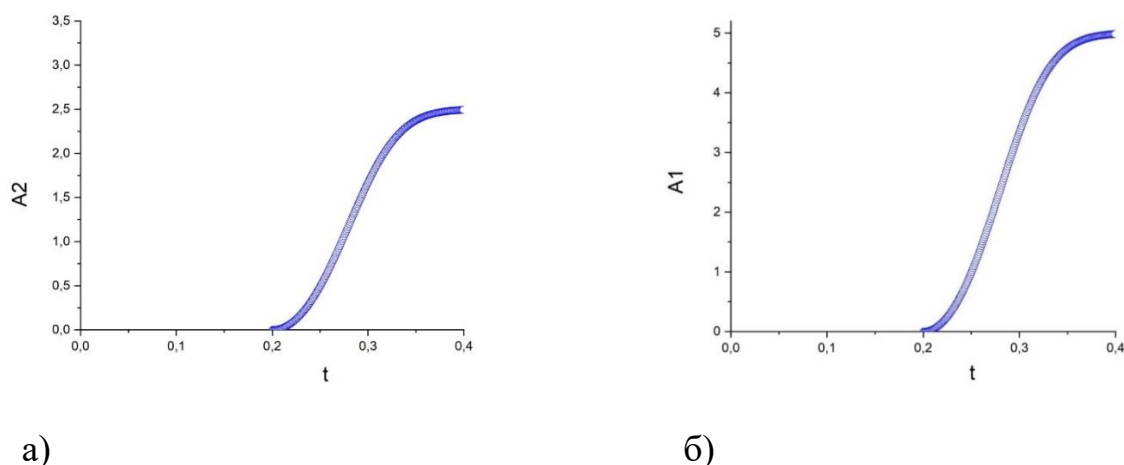


Рисунок 5.2 – Внесок від активності стискання судини завдяки NO-реакції а – для $A2$ та б – для $A1$

Пружна енергія зростає до певного максимуму, після чого спадає, що вказує на динамічне накопичення і вивільнення енергії під час серцевого циклу (рис. 5.3).

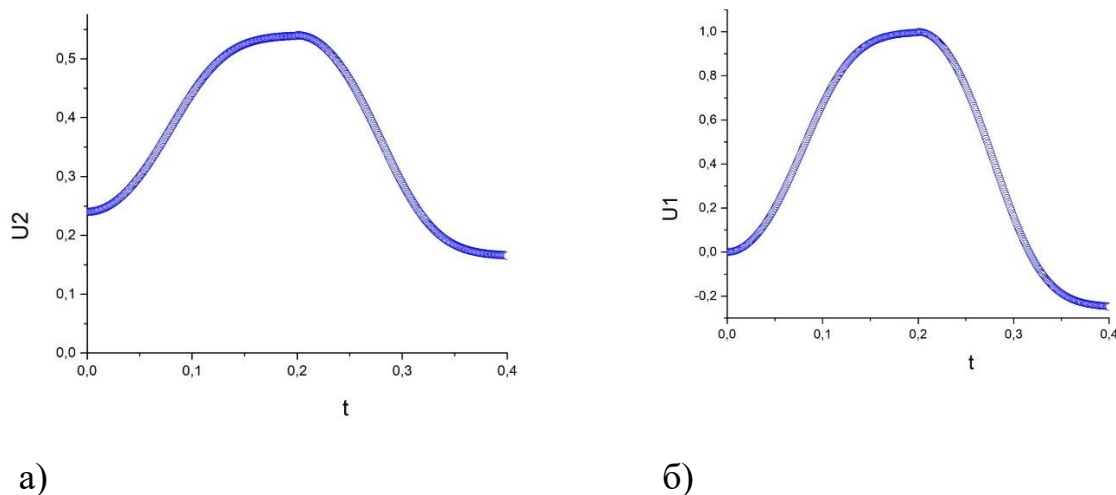


Рисунок 5.3 - Внесок від потенційної пружної енергії а - скручення судини U_2 та б - розтягнення U_1

Модель показує зростання дисипації поступального руху протягом серцевого циклу (рис. 5.4). Це відображає накопичення втрат енергії внаслідок в'язкого тертя крові.

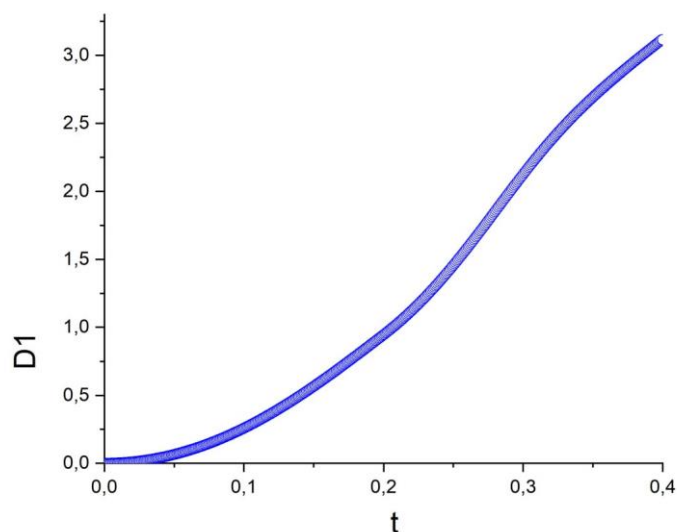


Рисунок 5.4 - дисипація поступального руху в залежності від часу

Графік (рис. 5.5) демонструє, що із зростанням початкового тиску P_{01} збільшується й дисипативний внесок. Крива має нелінійний характер, що відповідає складній взаємодії тиску та швидкісного профілю.

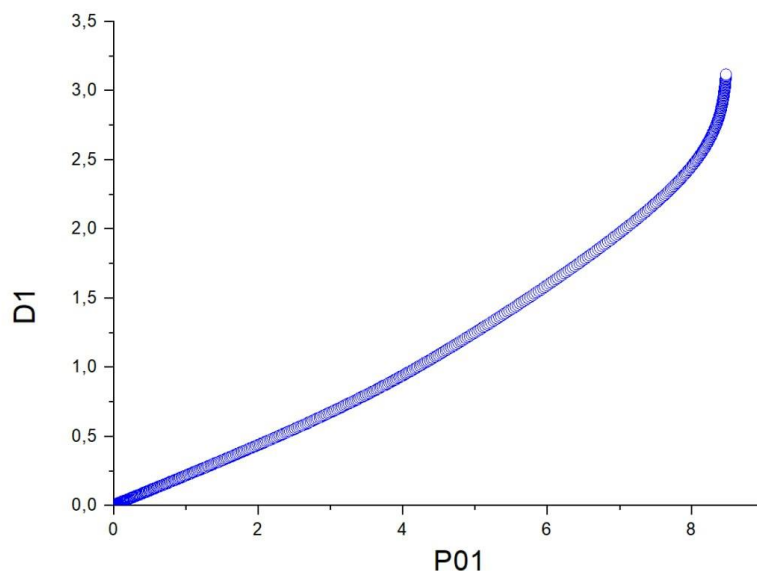


Рисунок 5.5 – дисипація поступального руху в залежності від початкового тиску.

Рис. 5.6 показує залежність дисипації від фактичного тиску у моделі. Спостерігається нелінійність: у зоні високих тисків енерговитрати зростають швидше.

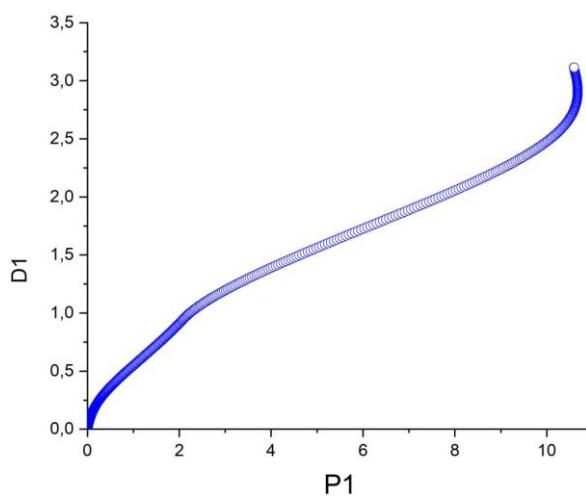


Рисунок 5.6 – дисипація поступального руху в залежності від тиску

Графік (рис. 5.7) відображає зростання енерговтрат від крутіння кровотоку. D2 має схожий профіль із D1, але меншу амплітуду, що відповідає фізичним властивостям обертового зсуву.

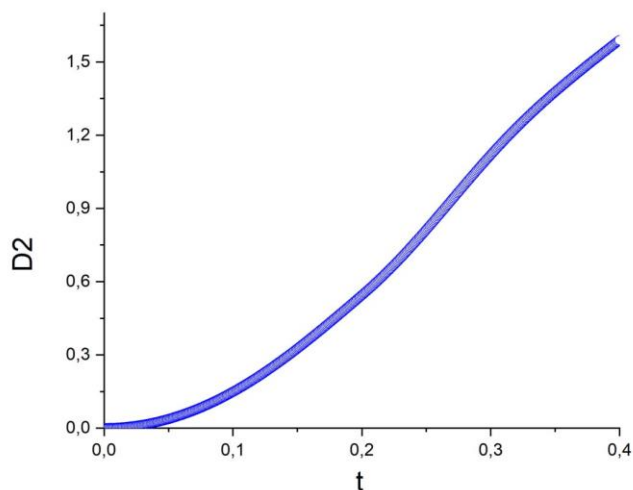


Рисунок 5.7 - дисипація обертового руху від часу

Моделювання залежності дисипації обертового руху від початкової крутильної компоненти тензора напруження (рис. 5.8). Зростання P_{02} призводить до плавного збільшення дисипаційних втрат.

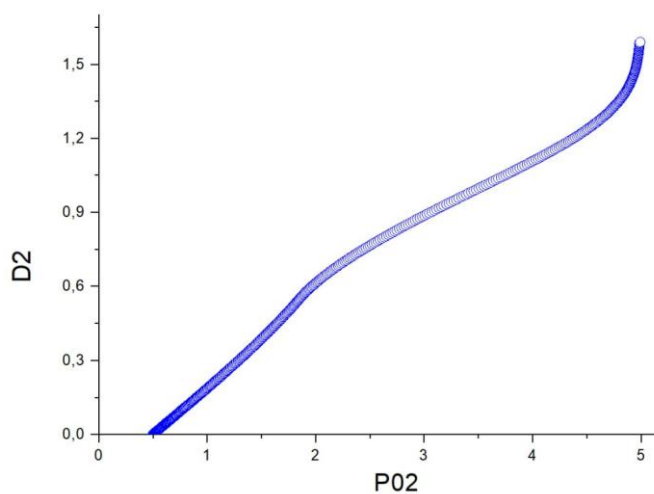


Рисунок 5.8 – дисипація обертового руху від початкової компоненти тензора напружень

Графік (рис. 5.9) демонструє нелінійну залежність між фактичним значенням тензора кручення та енерговитратами. При $P2 > 4$ спостерігається різке збільшення дисипації.

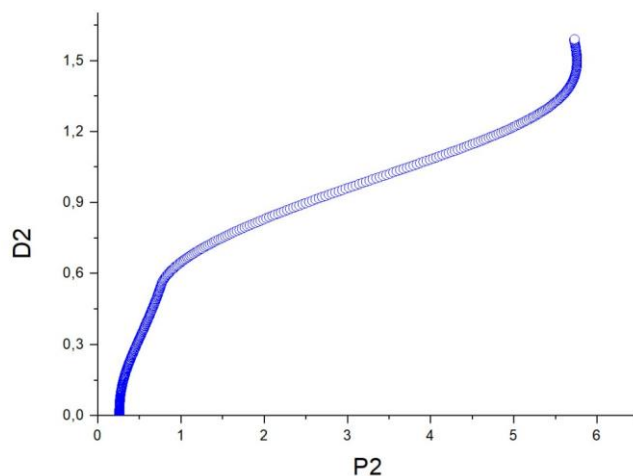


Рисунок 5.9 - дисипація обертального руху та тиском

Графік (рис. 5.10) демонструє зростання загальної дисипації обертального компонента. Форма кривої вказує на прискорене накопичення дисипативної енергії під час пізньої фази циклу.

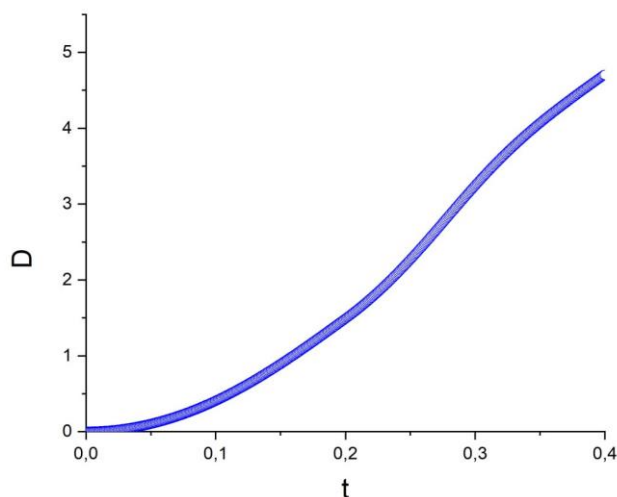


Рисунок 5.10 – Часова залежність дисипації

Графік (рис. 5.11) ілюструє зростання дисипативних втрат в обертовому компоненті руху при збільшенні тензора напруження. У високих режимах обертання характер кривої нагадує експоненційний.

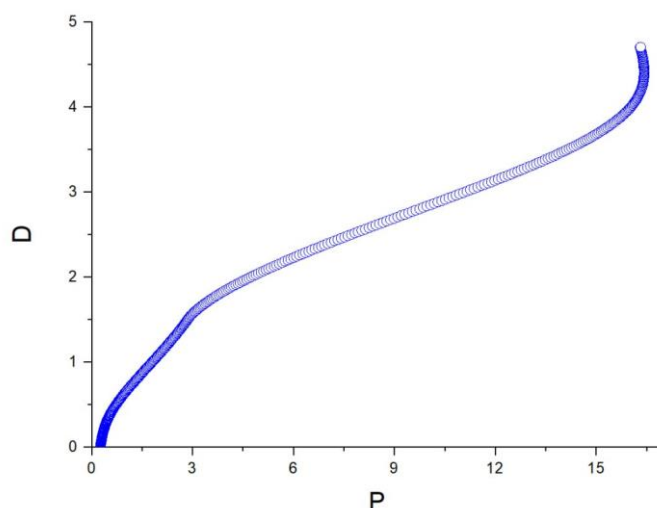


Рисунок 5.11 – Залежність дисипації від тензора напружень

На рис. 5.12 показано сумарний внесок кінетичної енергії $K=K_1+K_2$ у функції часу. Видно монотонне зростання з насиченням наприкінці.

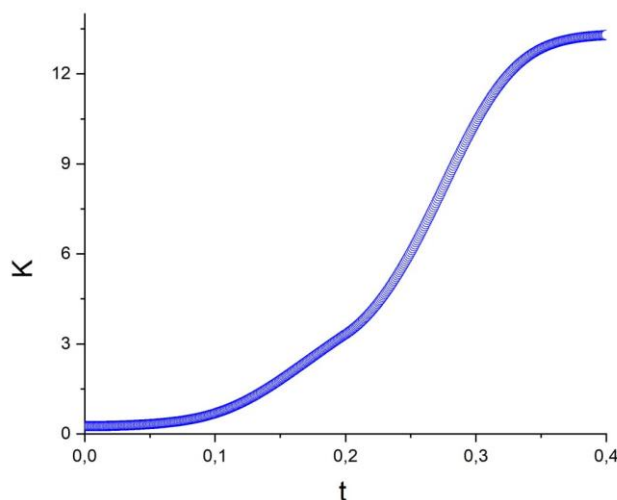


Рисунок 5.12 - Повний внесок від кінетичної енергії

Графік (рис. 5.13) $K=K_1+K_2$ демонструє залежність сумарної кінетичної енергії від тензора напруження. Спостерігається виражена нелінійність та зростання енергії при збільшенні навантаження.

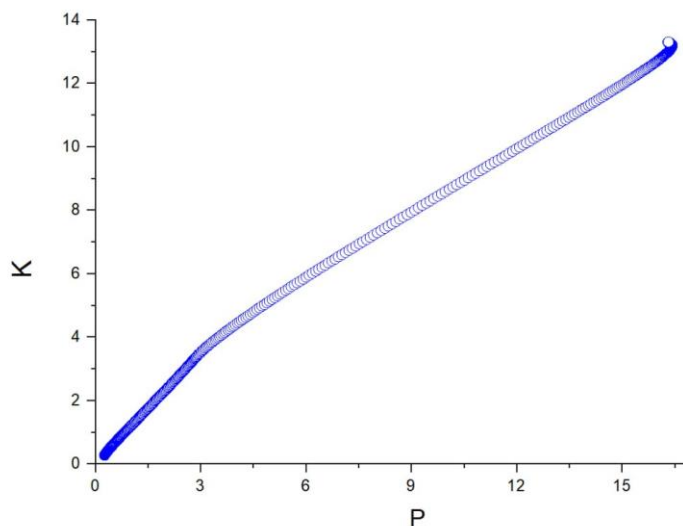


Рисунок 5.13 – Повний внесок від кінетичної енергії, залежність від тензора напруження

На графіку (рис. 5.14) $A=A_1+A_2$ видно фазовий перехід від пасивної поведінки до активної відповіді судинної стінки.

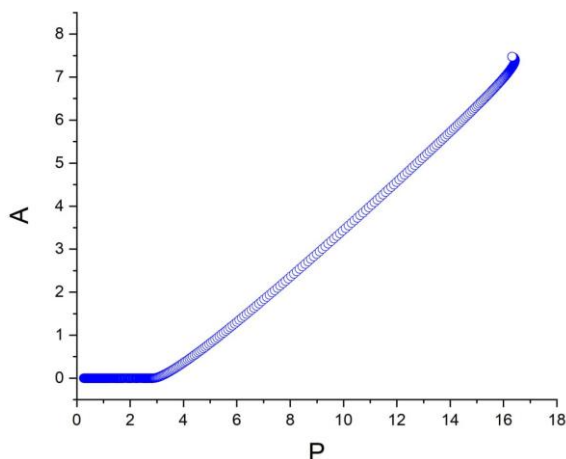


Рисунок 5.14 - Повний внесок від активності судини, залежність від тензора напруження

Крива (рис. 5.15) $U=U_1+U_2$ демонструє поведінку пружної енергії при зростанні напруження. Спостерігається характерний максимум, після якого настає зниження через втрату ефективності накопичення енергії.

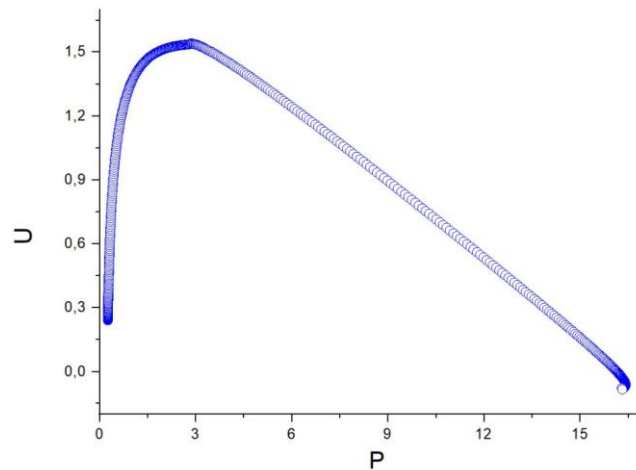


Рисунок 5.15 - Повний внесок від пружної потенційної енергії судини, залежність від тензора напруження

Часова залежність сумарного внеску від першої (діагональної) компоненти активності та пружності (рис. 5.16). На ранніх етапах кривої спостерігається спад, після чого — різке зростання.

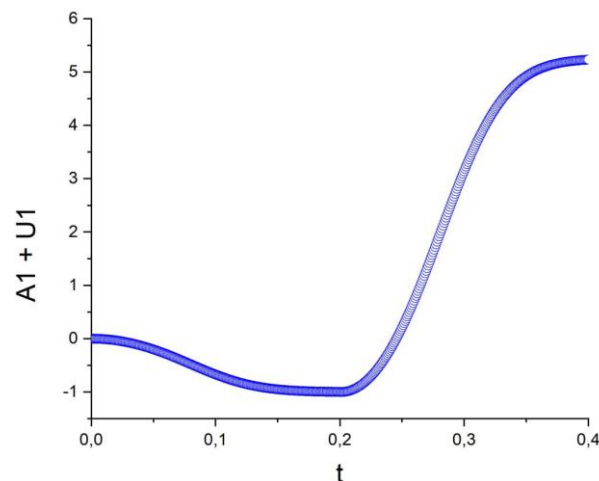


Рисунок 5.16 - Внесок від активності та пружності суди від часу

На рис. 5.17 показано залежність від напружень першої компоненти P_{01} . Характерний мінімум відповідає переходу від деформаційного ослаблення до активної реактивності.

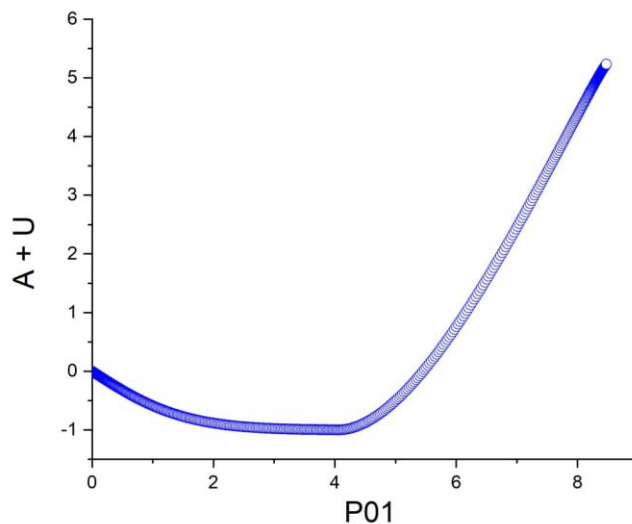


Рисунок 5.17 – Внесок активності та пружності суди від тензора напружень

Аналогічно попередній, але з урахуванням повного діагонального напруження. Крива (рис. 5.18) монотонно зростає після початкової ділянки спаду.

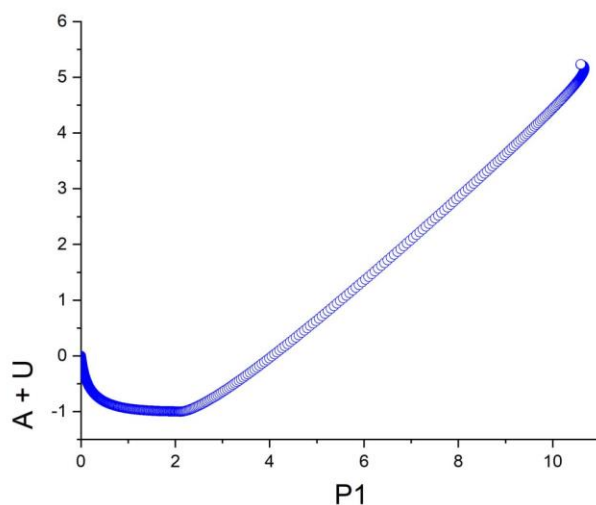


Рисунок 5.18 - Внесок від активності та пружності судини

Початкова фаза (рис. 5.19) характеризується спадом, далі — плавне зростання.

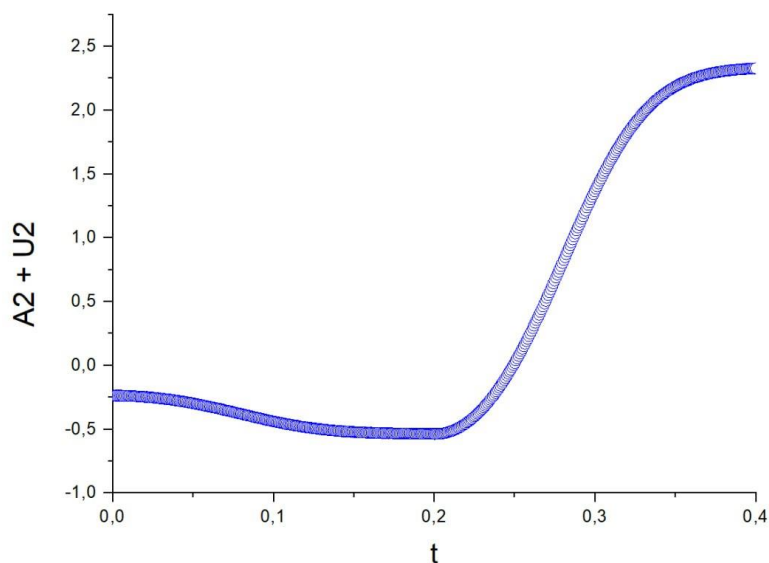


Рисунок 5.19 - Часова залежність другої (недіагональної) компоненти

Графік (рис. 5.20) демонструє зміну другої компоненти активності та пружності від недиагонального напруження P_{02} . Зростання є виражено нелінійним.

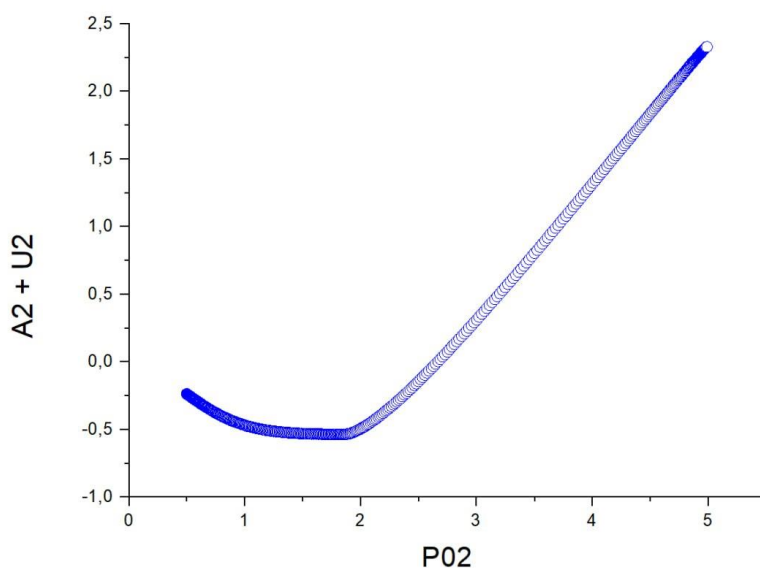


Рисунок 5.20 - Залежність другої компоненти від недиагонального напруження

Аналогічний рисунку 5.20 , але для повного недиагонального напруження P_2 (рис. 5.21). Спостерігається більш інтенсивне зростання.

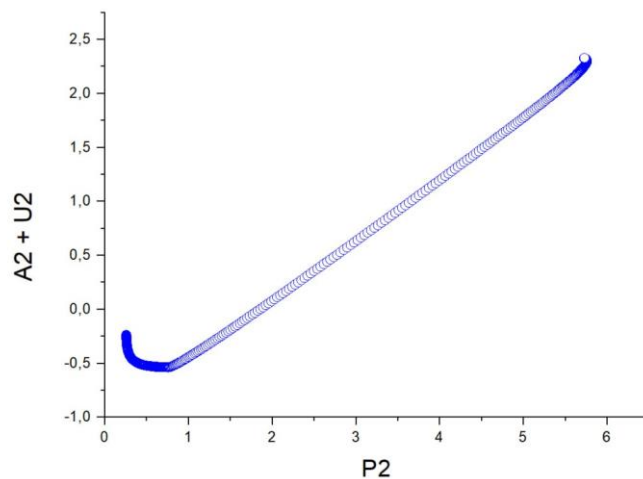


Рисунок 5.21 - Внесок від крутильної активності та крутильної пружності судини

Крива (рис. 5.22) показує зміну загального активного та пасивного компонента судини. Характерна наявність глибокого мінімуму та пізнього різкого зростання.

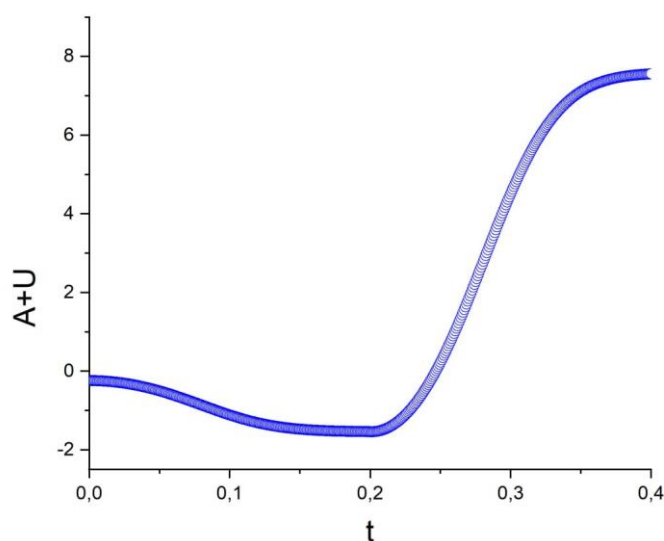


Рисунок 5.22 – Часова залежність загальної компоненти судин

Залежність повної реакції судини від тензора напруження. Графік (рис. 5.23) має U-подібний характер, що відповідає переходу між режимами різного ступеня жорсткості судинистої стінки.

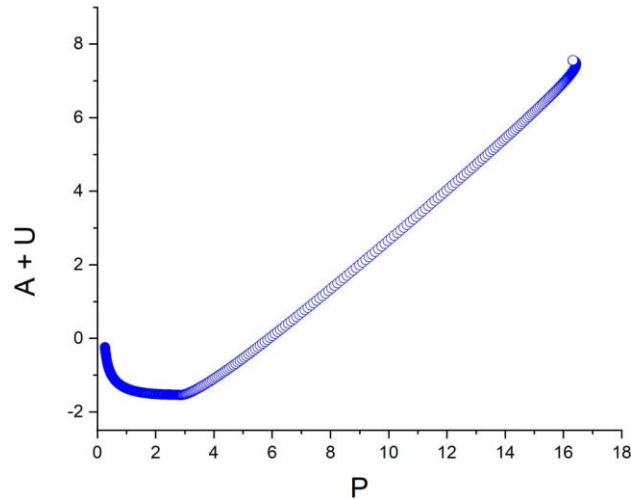


Рисунок 5.23 - Внесок від сумарної активності та сумарної пружності судини

Графік (рис. 5.24) демонструє зміну тиску, зумовленого діагональними компонентами тензора напруження. Крива відтворює фізіологічний профіль з пізнім насиченням.

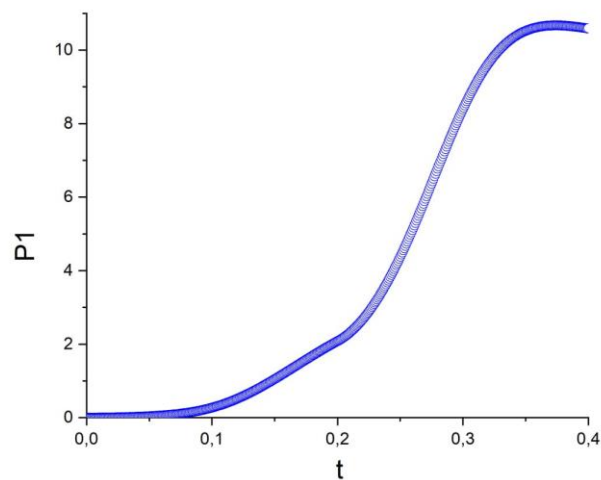


Рисунок 5.24 - Часова залежність тиску - внесок від діагональних компонент тензора напруження

На графіку (рис. 5.25) показано еволюцію внеску P_2 - що виникає внаслідок дії недиагональних (крутильних) складових тензора напруження. На початковому етапі спостерігається невелике зростання, після чого значення досягає максимуму та поступово зменшується й виходить на плато. Така форма кривої відображає характерну реакцію судини на момент імпульсу серця та подальше згасання крутильних ефектів упродовж циклу кровотоку. Показано зміну тиску, пов'язаного з крутінням крові (швидкі зсувні напруження). Зростання відповідає активації складних деформаційних режимів.

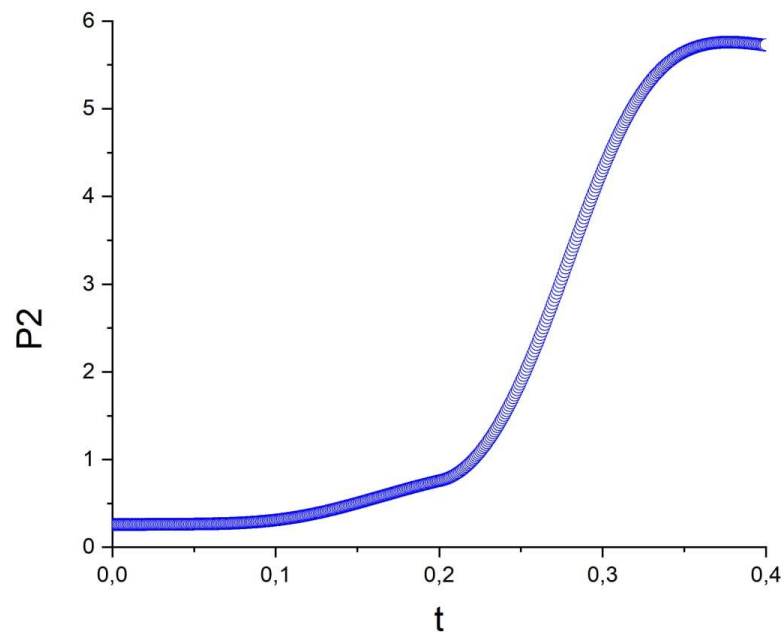


Рисунок 5.25 – Часова залежність внеску від недиагональних компонент тензора напруження, що визначає кручення крові

Графік (рис. 5.26) демонструє зміну сумарного тиску в артеріальній судині протягом одного серцевого циклу з урахуванням внесків від діагональних та недиагональних компонент тензора напруження.

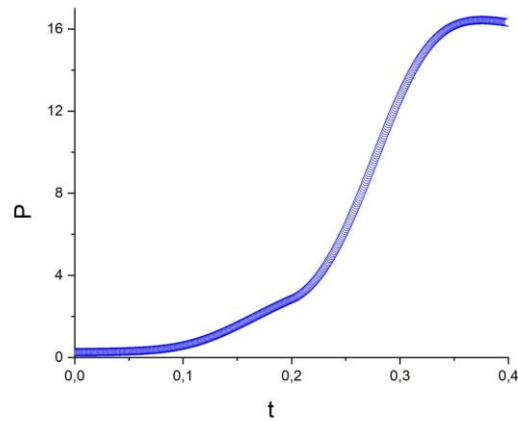


Рисунок 5.26 – Часова залежність $P=P_1+P_2$ повного внеску від тензора напруження

5.2. Результати моделювання кровотоку з крученням

Модельний розрахунок часової залежності зміни тиску та недіагональної частини тензора напруження за удосконаленим рівнянням Бернуллі для активної артеріальної судини наведено на рис. 5.27.

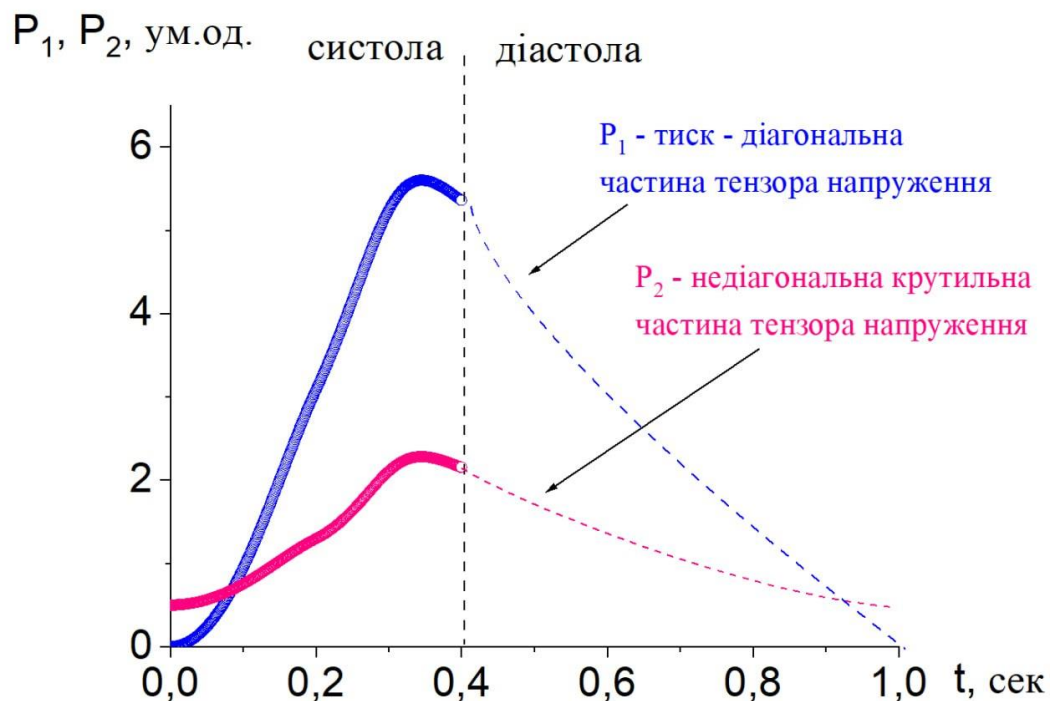


Рисунок 5.27 - Модельний розрахунок

Врахування кручення кровотоку та активності судин за рахунок NO-реакції призводить до збільшення кінетичної енергії кровотоку наведено на рис. 5.28 – рис.5.29.

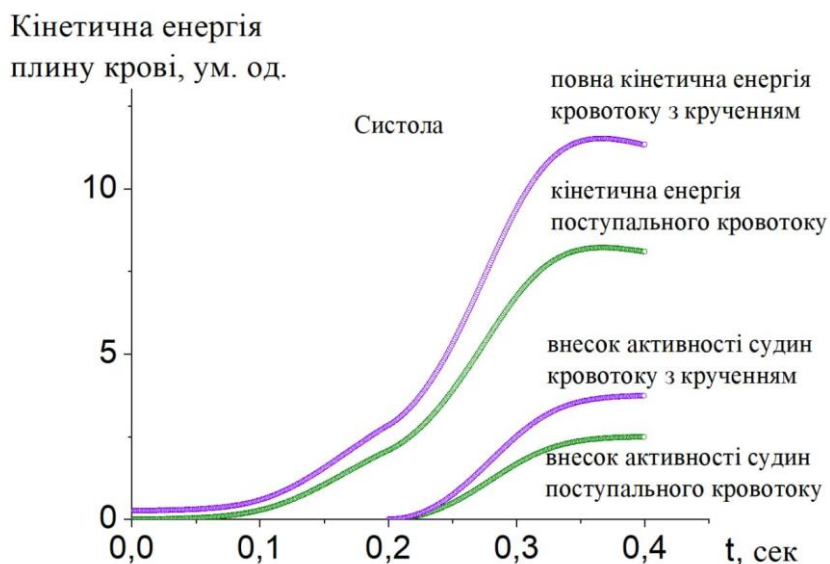


Рисунок 5.28 – Графік з урахуванням кручення кровотоку

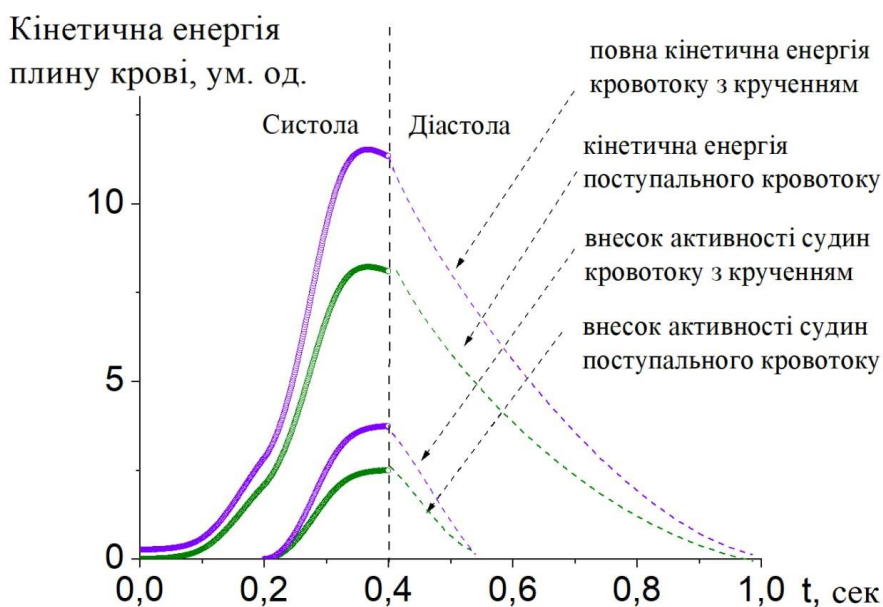


Рисунок 5.29 – Графік з урахуванням активності судин

Залежність кінетичної енергії поступального плинущу крові вперед від тиску на протязі серцевого циклу (рис. 5.30) утворює петлю, що вказує на витрати

енергії для забезпечення поступального кровотоку. Для активної судини суттєва частина енергії забезпечується NO-реакцією. Згідно традиційного рівняння Бернуллі, петля не утворюється, а кінетична енергія зменшується із збільшенням тиску тиску.

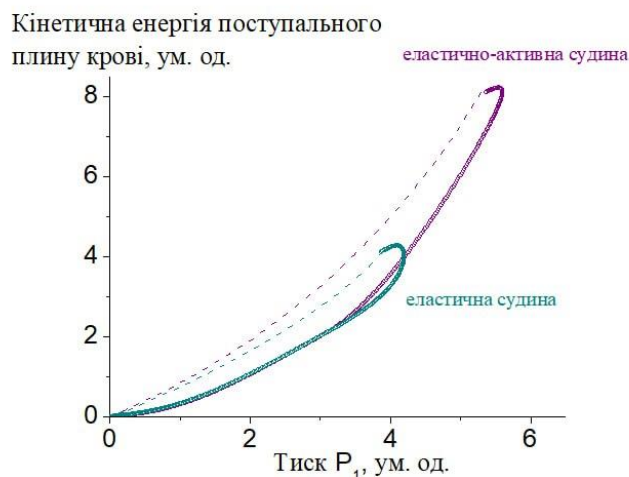


Рисунок 5.30 – Залежність кінетичної енергії поступального плинину крові від тиску

Залежність кінетичної енергії кручення кровотоку від компоненти кручення тензора напруження протягом серцевого циклу (рис. 5.31) утворює петлю, що вказує на витрати енергії для забезпечення кручення кровотоку. Для активної судини суттєва частина енергії кручення забезпечується NO-реакцією.

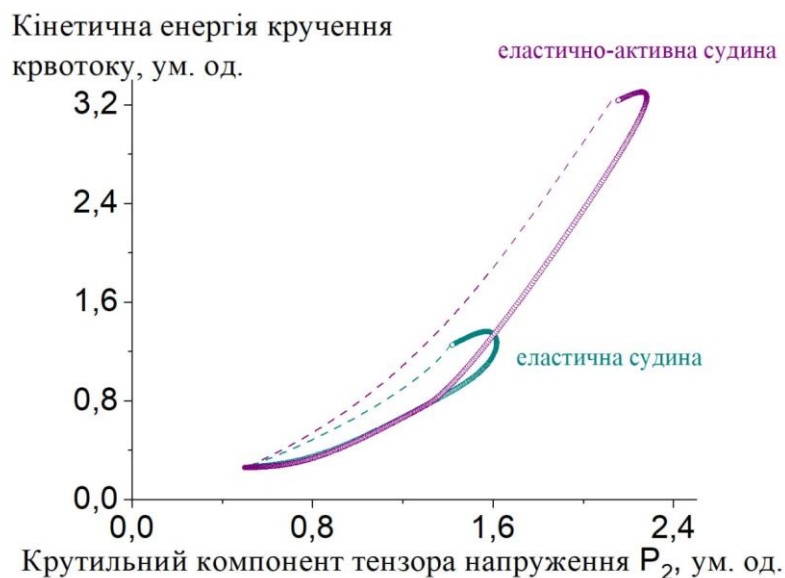


Рисунок 5.31 – Залежність кінетичної енергії кручення від тиску

5.3. Моделювання залежностей тиску від часу із врахуванням впливу гравітації

Графік (рис. 5.32) демонструє зростання тиску крові в часі для точки, розташованої на 60 см нижче рівня серця. Низьке початкове значення тиску компенсується додатним гравітаційним внеском, що призводить до загального підвищення кривої. Спостерігається характерний систолічний підйом та подальше вирівнювання у фазі діастолі.

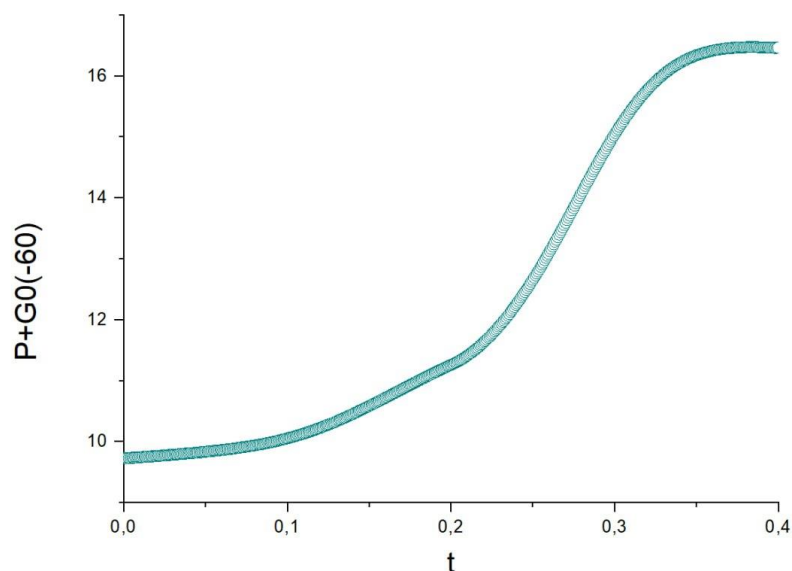


Рисунок 5.32 - Часова залежність тиску на відносній висоті -60 см

Зменшення відстані до серця з -60 до -50 см призводить до зниження гравітаційного впливу та відповідно — до дещо менших значень тиску. Форма кривої (рис. 5.33) відтворює типовий кардіальний цикл із плавним стартом, різким систолічним підйомом та виходом на плато.

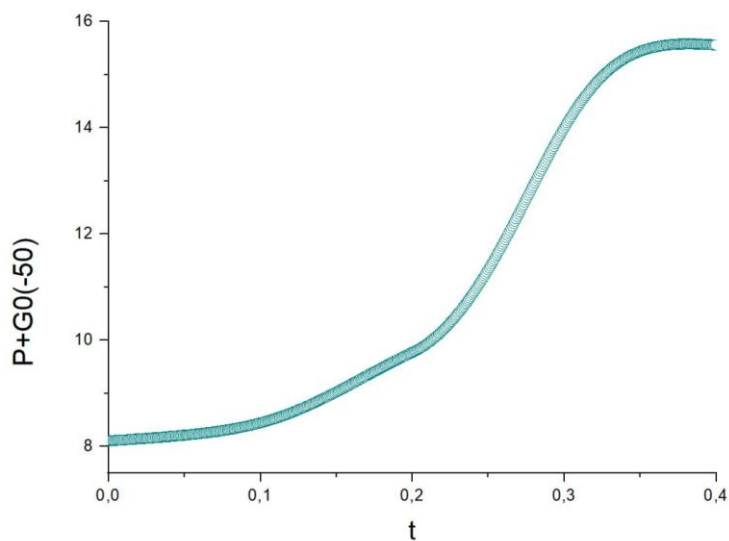


Рисунок 5.33 - Часова залежність тиску на відносній висоті -50 см

На висоті -40 см тиск зменшується пропорційно зменшенню потенціального внеску G . Крива (рис. 5.34) помітно зсувається вниз, однак динаміка зростання залишається аналогічною: прискорений ріст у систолі та стабілізація у кінці циклу.

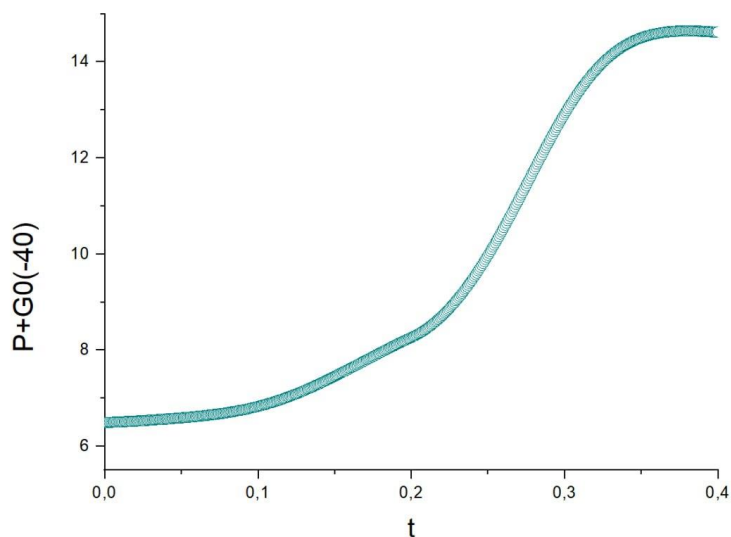


Рисунок 5.34 - Часова залежність тиску на відносній висоті. -40 см

Для -30 см модель показує ще менший загальний тиск, що підтверджує

лінійний характер впливу гравітаційного члена. Змінюється лише вертикальне зміщення кривої (рис. 5.35), а фазова структура процесу зберігається.

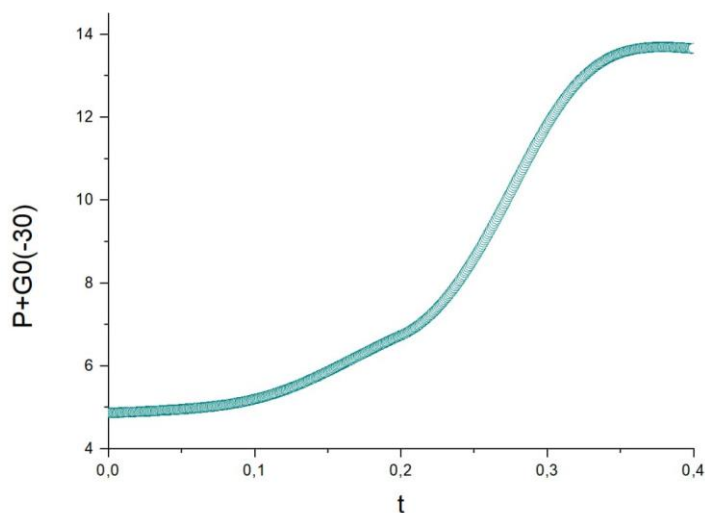


Рисунок 5.35 - Часова залежність тиску на відносній висоті -30 см

Тиск стає ближчим до рівня серця, тому значення помітно нижчі, ніж у попередніх випадках. Графік (рис. 5.36) демонструє типову форму серцевого циклу з мінімальним гравітаційним впливом.

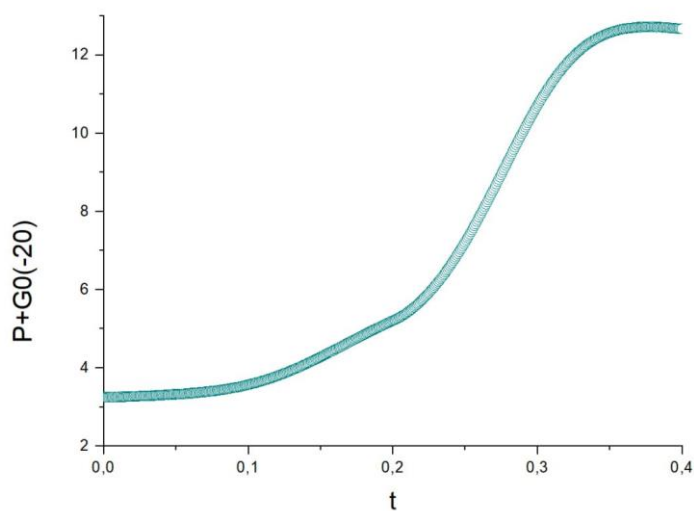


Рисунок 5.36 - Часова залежність тиску на відносній висоті -20 см

Тиск наближається до значення базового тиску в грудній частині аорти. Зміна форми графіка (рис. 5.37) мінімальна, однак амплітуда коливань стає нижчою через зменшення G .

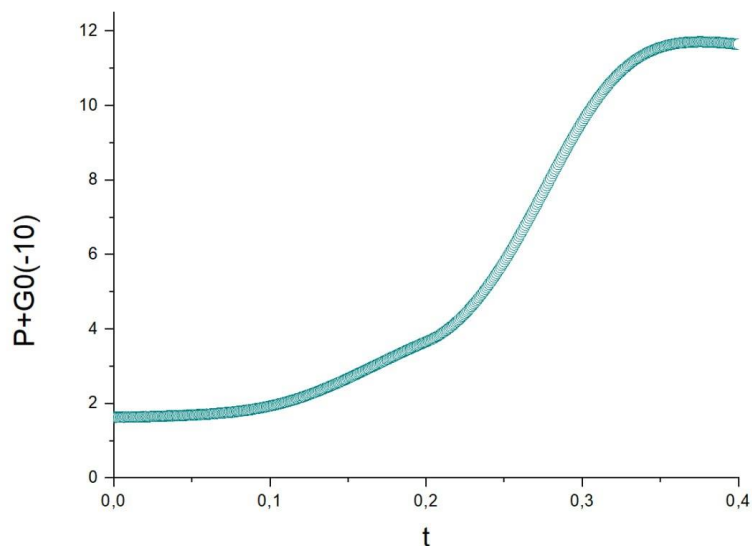


Рисунок 5.37 - Часова залежність тиску на відносній висоті -10 см.

На рівні серця гравітаційний внесок відсутній, тому крива (рис. 5.38) показує «еталонний» характер зміни тиску. Це базовий сценарій для порівняння з іншими висотами.

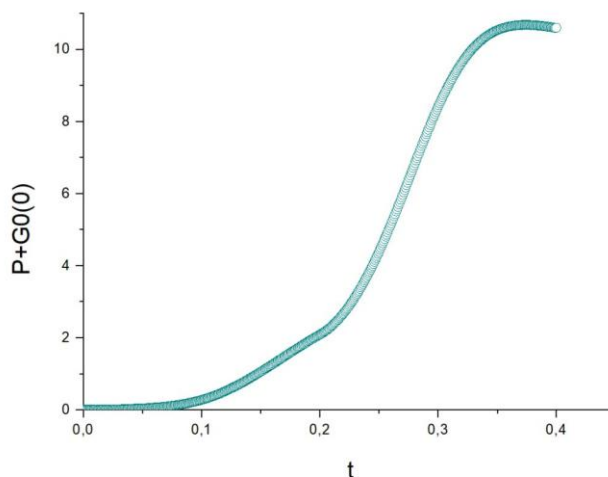


Рисунок 5.38 - Часова залежність тиску на відносній висоті 0

Для точок, розташованих вище серця (рис. 5.39), гравітаційний внесок стає негативним. Це спричиняє зниження початкового тиску. Систолічний підйом зберігається, але абсолютні значення зменшені.

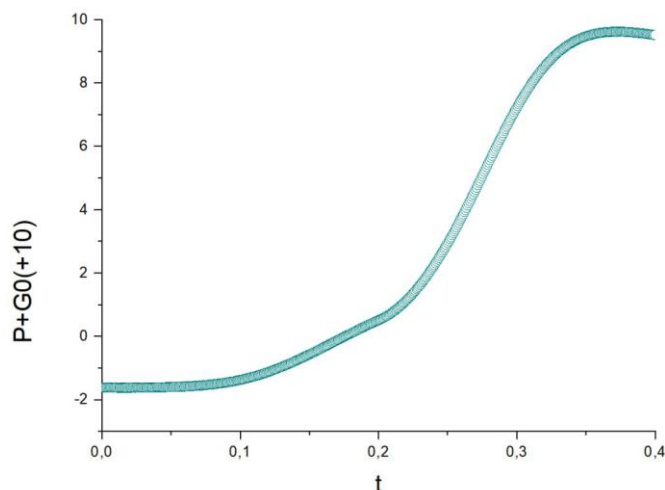


Рисунок 5.39 - Часова залежність тиску на відносній висоті +10

При піднятті на 20 см над серцем низький початковий тиск стає більш вираженим, що демонструє значне зниження перфузійного тиску у верхній частині тіла. Графік (рис. 5.40) зберігає фазові властивості циклу.

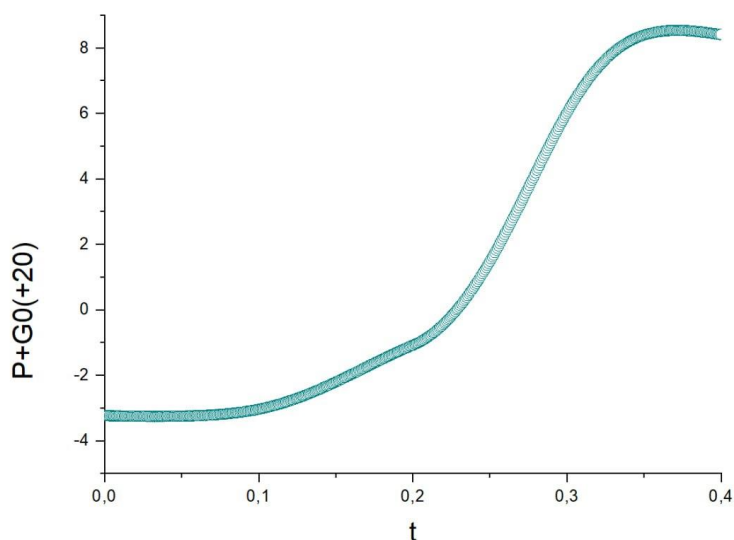


Рисунок 5.40 - Часова залежність тиску на відносній висоті +20

Подальше збільшення висоти посилює негативний гравітаційний вплив. Крива (рис. 5.41) має нижчу стартову точку, хоча форма циклу залишається незмінною.

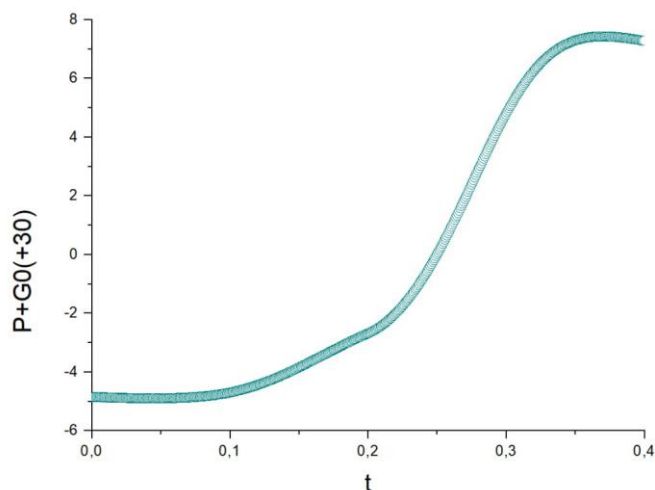


Рисунок 5.41 - Часова залежність тиску на відносній висоті +30

На цій висоті (+40 см) тиск стає значно нижчим (рис. 5.42), що відповідає фізіологічним труднощам забезпечення кров'ю мозкових структур при різких змінах положення тіла.

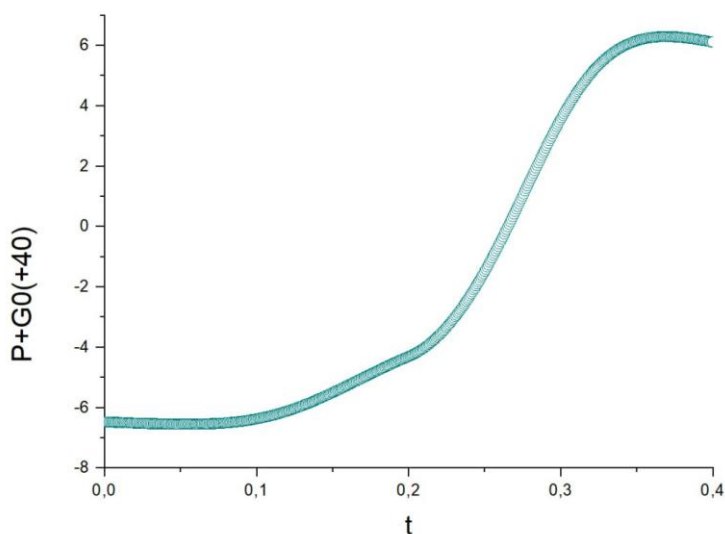


Рисунок 5.42 - Часова залежність тиску на відносній висоті +40

Початковий тиск переходить у зону негативних значень моделі (рис. 5.43 - рис. 5.44) (до поправки), що відповідає значному зниженню перфузії. Такий режим може моделювати ортостатичні ефекти.

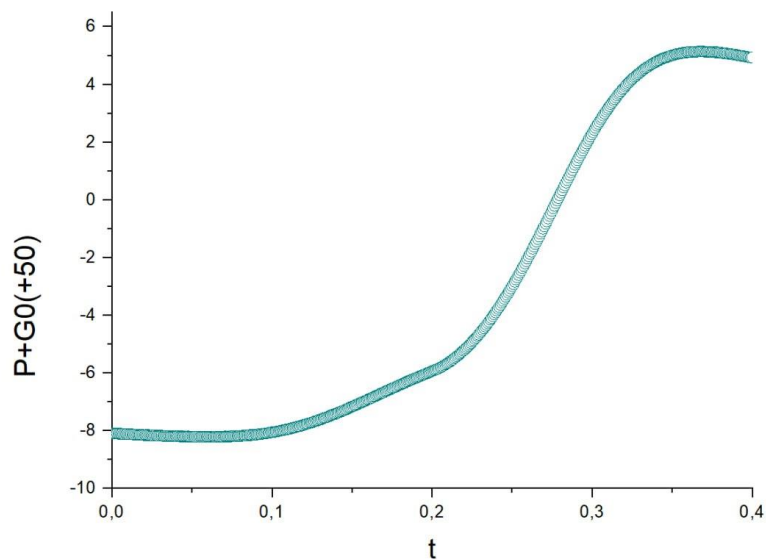


Рисунок 5.43 - Часова залежність тиску на відносній висоті +50

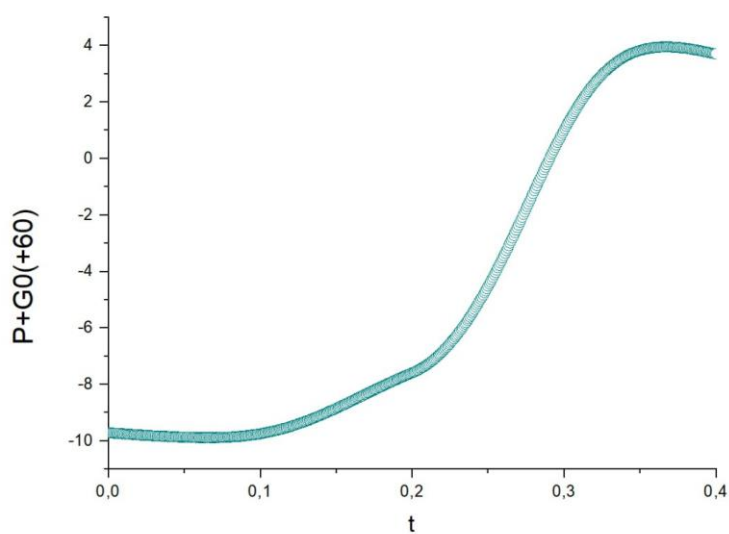


Рисунок 5.44 - Часова залежність тиску на відносній висоті +60

5.4 Результати моделювання впливу гравітації на кровотік

На цих графіках видно зміну тиску (P_1, P_2), потенційної енергії судин (U_1, U_2), активності скорочення (A_1, A_2) та кінетичної енергії потоку (K_1, K_2) протягом серцевого циклу.

У фазі систоли спостерігається різке зростання тиску і відповідно збільшення кінетичної енергії поступального потоку (K_1). При цьому активність судин, обумовлена NO-реакцією (A_1, A_2), досягає максимуму. Під час діастоли ці параметри поступово зменшуються, що свідчить про повернення енергії системи до рівноваги.

Таким чином, часові графіки (рис. 5.45 – рис.5.50) відображають циклічний характер енергетичного обміну в артеріальній системі та підтверджують роль активного регулювання судинного тонуусу.

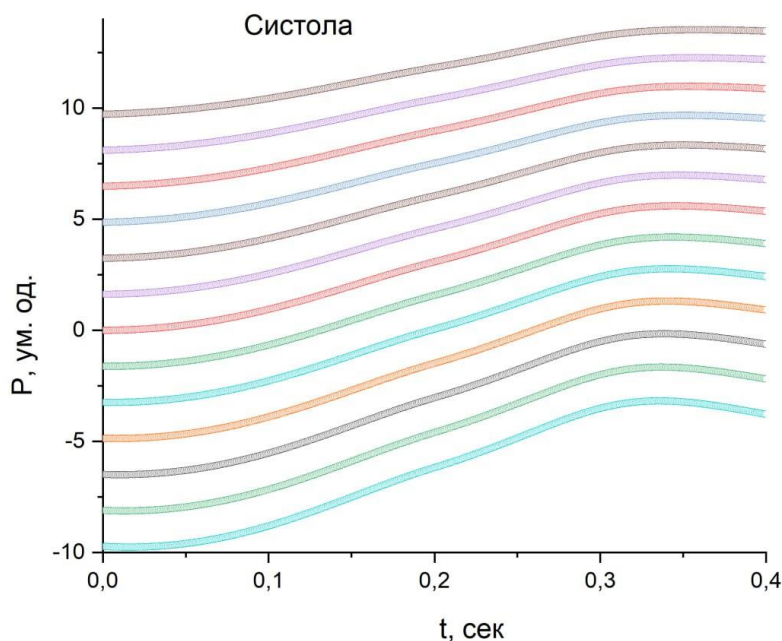


Рисунок 5.45 - Часові залежності кінетичної енергії поступального плинину крові через аорту для різних відстаней в полі від серця від 0 (верхня крива) до 50 см (нижня крива) в полі гравітації. Фаза систоли

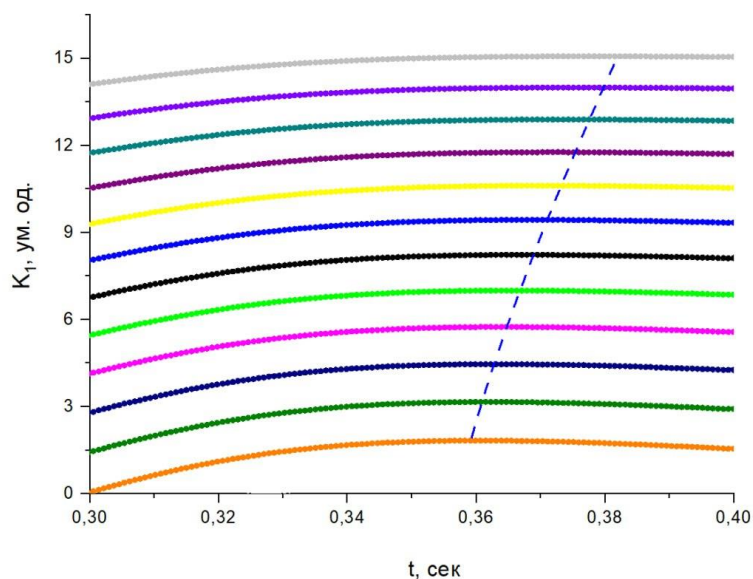


Рисунок 5.46 - Часові залежності кінетичної енергії поступального плинку крові через аорту для різних відстаней в полі від серця від 0 (верхня крива) до 50 см (нижня крива) в полі гравітації. Лінія максимумів кінетичної енергії під час систоли зміщується ліворуч при віддаленні від серця

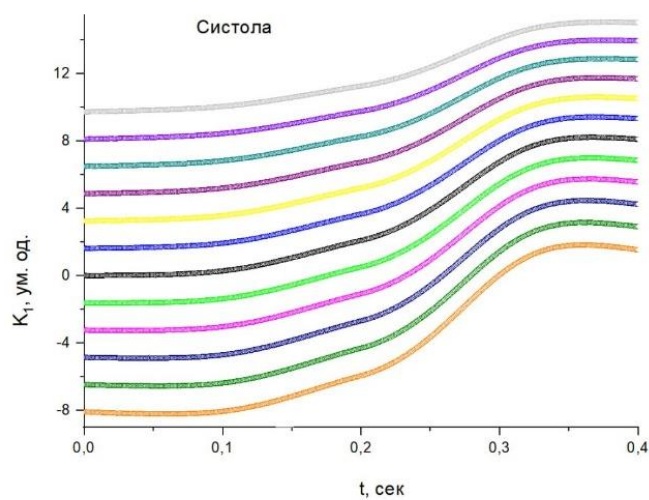


Рисунок 5.47 - Часові залежності кінетичної енергії поступального плинку крові через аорту для різних відстаней в полі від серця від 0 (верхня крива) до 50 см (нижня крива) в полі гравітації. Фаза систоли

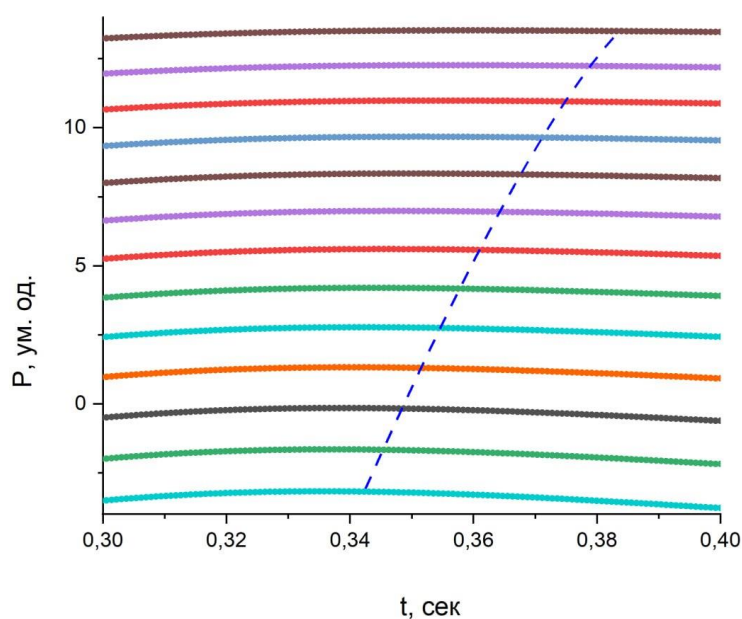


Рисунок 5.48 - Часові залежності тиску поступального плинину крові через аорту для різних відстаней в полі від серця від 0 (верхня крива) до 50 см (нижня крива) в полі гравітації. Лінія максимумів тиску під час систоли зміщується ліворуч при віддаленні від серця

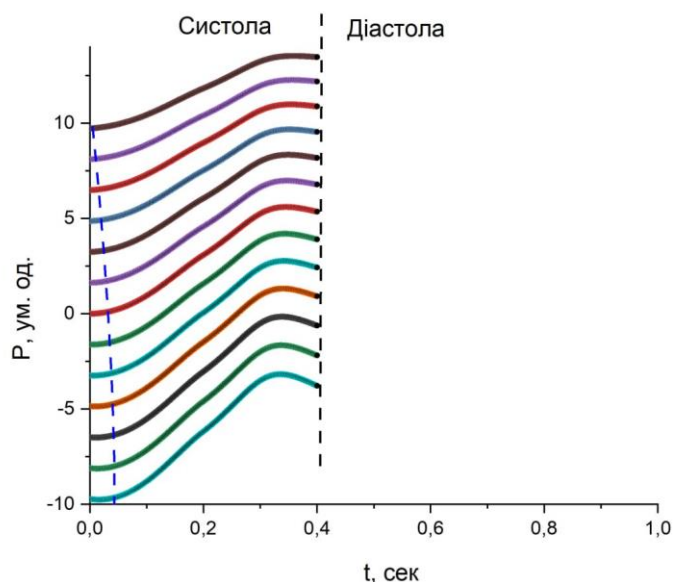


Рисунок 5.49 - Часові залежності тиску поступального плинину крові через аорту для різних відстаней в полі від серця від 0 (верхня крива) до 50 см (нижня крива) в полі гравітації. Лінія мінімумів тиску перед відкриттям аортального клапану зміщується праворуч при віддаленні від серця

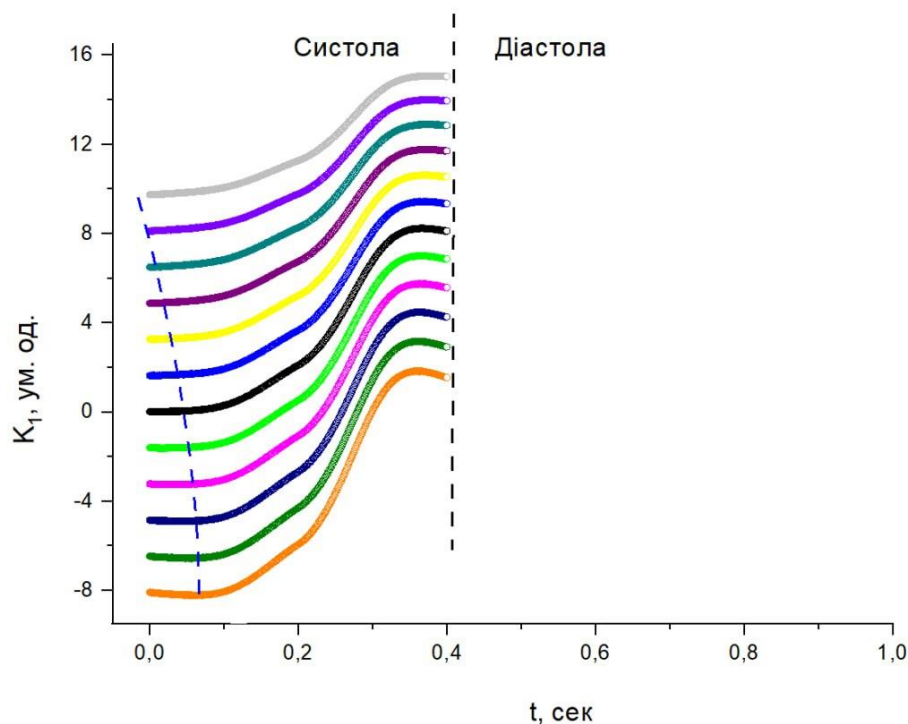


Рисунок 5.50 - Часові залежності кінетичної енергії поступального плинку крові через аорту для різних відстаней в полі від серця від 0 (верхня крива) до 50 см (нижня крива) в полі гравітації. Лінія мінімумів кінетичної енергії перед відкриттям аортального клапану зміщується праворуч при віддаленні від серця

5.5. Часові залежності відносних параметрів кровотоку з крученням у полі гравітації

На рис. 5.51 представлено графік залежності відношення потенційних внесків пружності артеріальної судини $U1/U2$ від часу t протягом одного серцевого циклу. Крива демонструє характерну динаміку співвідношення поздовжньої та крутильної складових пружної енергії: на початку циклу відношення поступово зростає, досягає пікового значення приблизно на середині інтервалу, після чого знижується, переходячи у від'ємну область наприкінці циклу. Це свідчить про зміну домінування різних типів деформацій судинної стінки у часі.

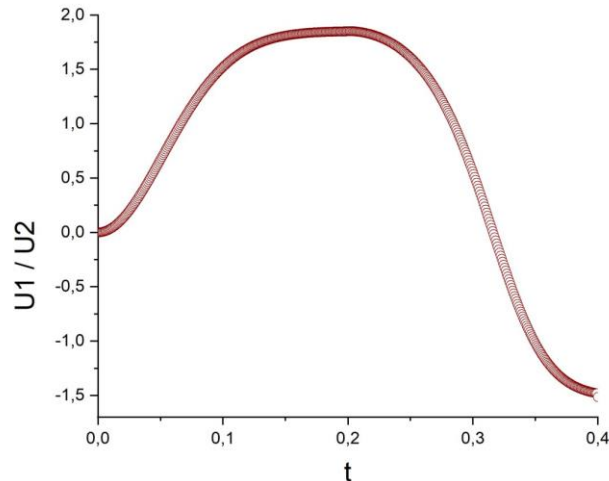


Рисунок 5.51 - Часова залежність відношення потенційних внесків пружності до крутильної пружності артеріальної судини

Графік (рис. 5.52) показує, як співвідношення цих енергетичних компонентів змінюється протягом одного циклу кровотоку. На початку циклу значення $K1/K2$ близьке до нуля, що свідчить про домінування крутильної компоненти. У міру розвитку циклу внесок поступального руху зростає швидше, і співвідношення стрімко збільшується. Після приблизно 0,2 с відбувається стабілізація кривої, коли $K1$ стає значно більшим за $K2$, і графік виходить на плато.

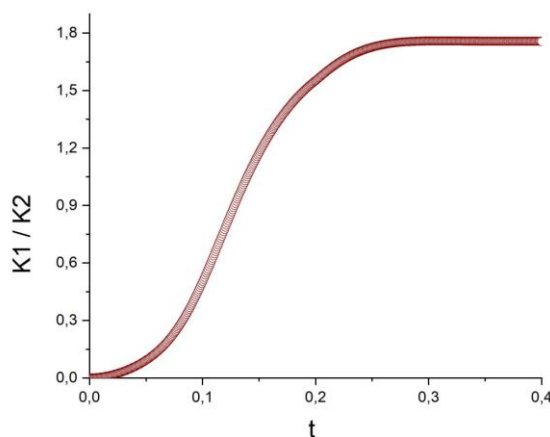


Рисунок 5.52 - Часова залежність відношення внесків від кінетичної енергії поступального плинину до кінетичної енергії кручення

Крива (рис. 5.53) демонструє зростання цієї частки на початку циклу та подальше її насичення, що відображає перехід системи до квазістаціонарного режиму руху крові.

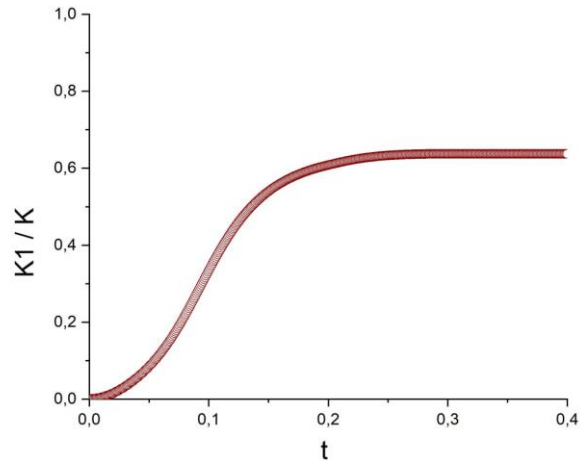


Рисунок 5.53 - Часова залежність відношення внесків від кінетичної енергії поступального плину до повної кінетичної енергії

Графік (рис. 5.54) демонструє часову еволюцію відношення внеску від кінетичної енергії кручення (K_2) до повної кінетичної енергії (K). На початку процесу частка енергії кручення є максимальною, однак зі зростанням часу вона поступово зменшується та стабілізується на нижчому рівні. Це відображає перерозподіл енергії між різними режимами руху крові під впливом імпульсу серця.

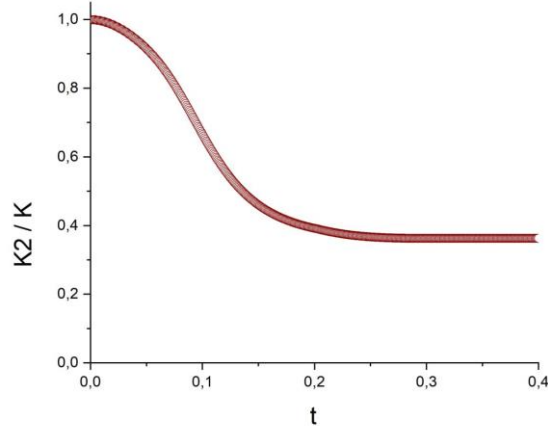


Рисунок 5.54 - Часова залежність відношення внесків від кінетичної енергії кручення до повної кінетичної енергії

Графік на рис. 5.55 показує часову залежність відношення внеску від тиску, що виникає через діагональні компоненти тензора напруження, до повного внеску від тензора напруження. Демонструє, як тиск, пов'язаний з осьовим розтягом судини, змінюється протягом серцевого циклу.

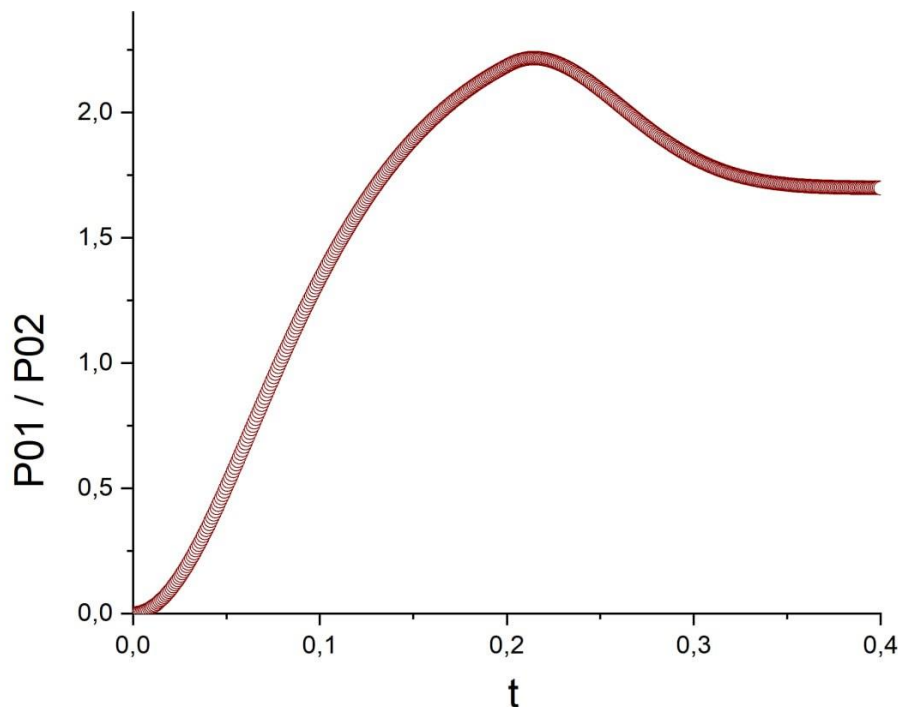


Рисунок 5.55 - Часова залежність відношення початкового внеску від діагональних компонент тензора напруження внаслідок імпульса серця до внеску від недиагональних компонент тензора напруження внаслідок моменту імпульса серця

Графік на рис. 5.56 показує, як початковий імпульсний внесок від діагональних складових напруження співвідноситься з повним початковим внеском тензора напруження. Відображає зміну ролі осьового напруження в загальній динаміці формування серцевого імпульсу.

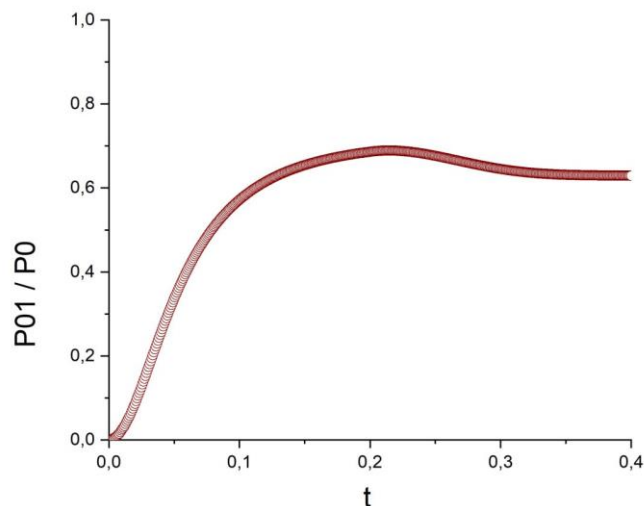


Рисунок 5.56 - Часова залежність відношення початкового внеску від діагональних компонент тензора напруження внаслідок імпульса серця до повного внеску від початкового тензора напруження

Графік на рис. 5.57 містить часову залежність співвідношення між початковими імпульсними внесками, створеними діагональними та недіагональними частинами тензора напруження. Характеризує баланс між осьовим та крутильним імпульсами, спричиненими серцевим поштовхом.

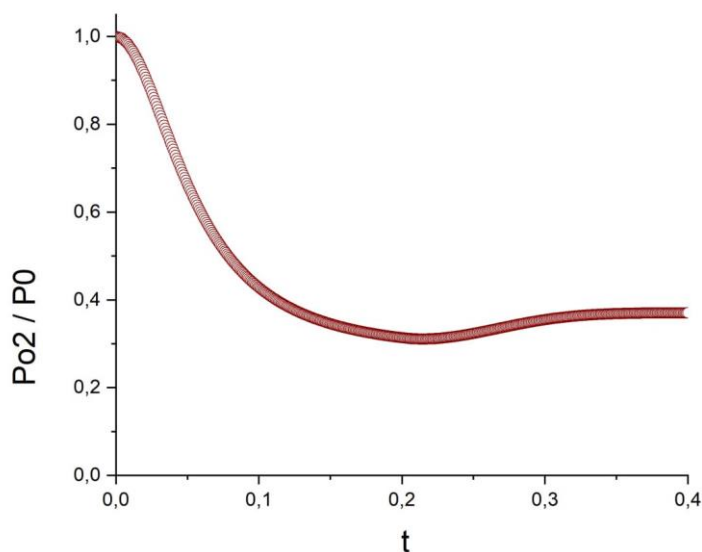


Рисунок 5.57 - Часова залежність відношення початкового внеску від недіагональних компонент тензора напруження внаслідок моменту імпульса серця до повного внеску від початкового тензора напруження

На графіку (рис. 5.58) на початку циклу серцевого імпульсу значення відношення близьке до нуля, але з наростанням тиску швидко збільшується. Графік досягає максимуму приблизно у середині циклу, що відповідає домінуванню тискових напружень. Після цього співвідношення зменшується та стабілізується, що відображає врівноваження внесків обох типів напружень у пізній фазі коливання.

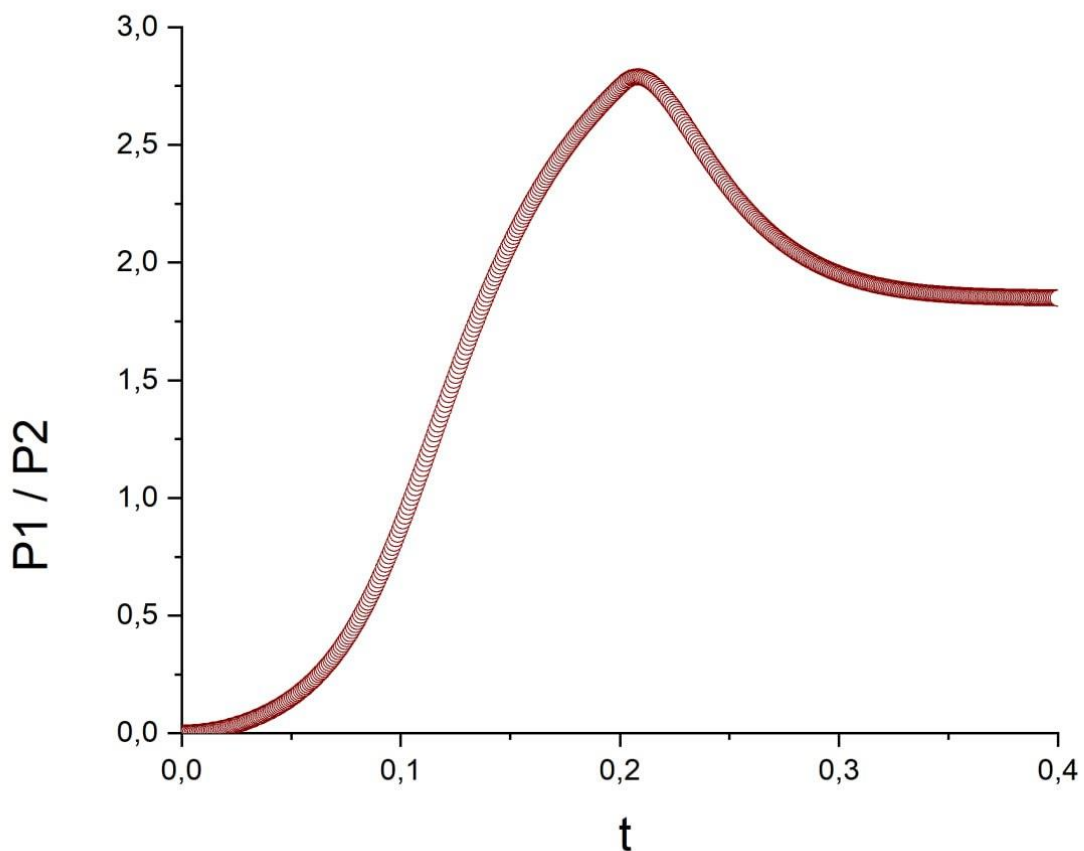


Рисунок 5.58 - Часова залежність відношення внеску від тиску (діагональних компонент тензора напруження) до внеску від недиагональних компонент тензора напруження

Крива (рис. 5.59) демонструє поступове зростання частки тискового компонента в загальному напруженому стані судини на початковому етапі, з досягненням максимуму близько середини циклу та подальшим плавним зниженням і стабілізацією. Така форма відображає динаміку розвитку пульсового

навантаження у відповідь на імпульс серця.

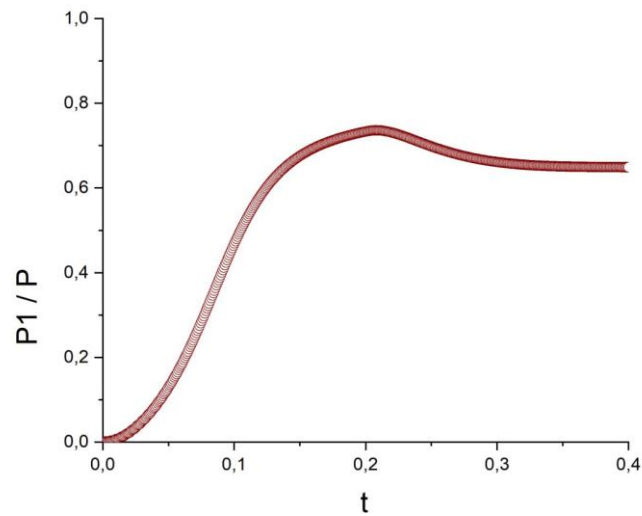


Рисунок 5.59 - Часова залежність відношення внеску від тиску (діагональних компонент тензора напруження) до внеску від повного тензора напруження

Графік на рис. 5.60 відображає часову динаміку внеску від недіагональних компонент тензора напруження (крутильні ефекти) у порівнянні з повним тензором напруження. Крива характеризує еволюцію крутильного навантаження у судині протягом серцевого циклу.

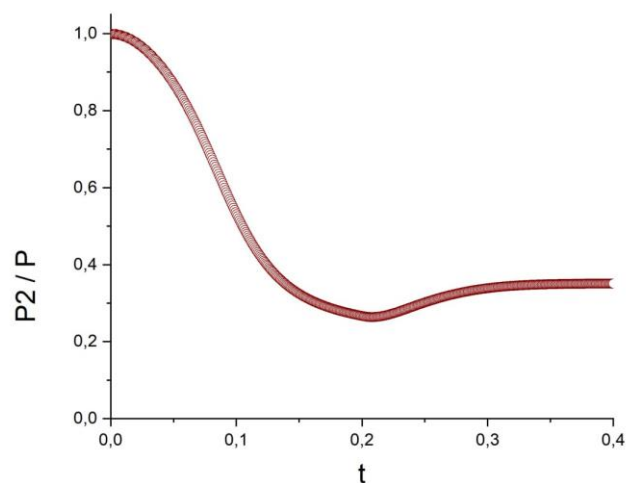


Рисунок 5.60 - Часова залежність відношення внеску від недіагональних компонент тензора напруження до внеску від повного тензора напруження

Крива (рис. 5.61) показує, як змінюється відношення тиску в точці з нульовою відносною висотою до тиску на висоті +60 см під дією гравітації протягом серцевого циклу. У початковий момент часу співвідношення тисків є близьким до нуля, що відповідає мінімальній різниці між рівнями. Із перебігом часу, під дією гідростатичного градієнта, відношення поступово зменшується, демонструючи значне падіння тиску на верхній висотній точці відносно точки на рівні серця. Різке зниження кривої в кінці циклу свідчить про максимальну різницю тиску, спричинену поєднанням гравітаційного ефекту та фазових коливань серцевого викиду.

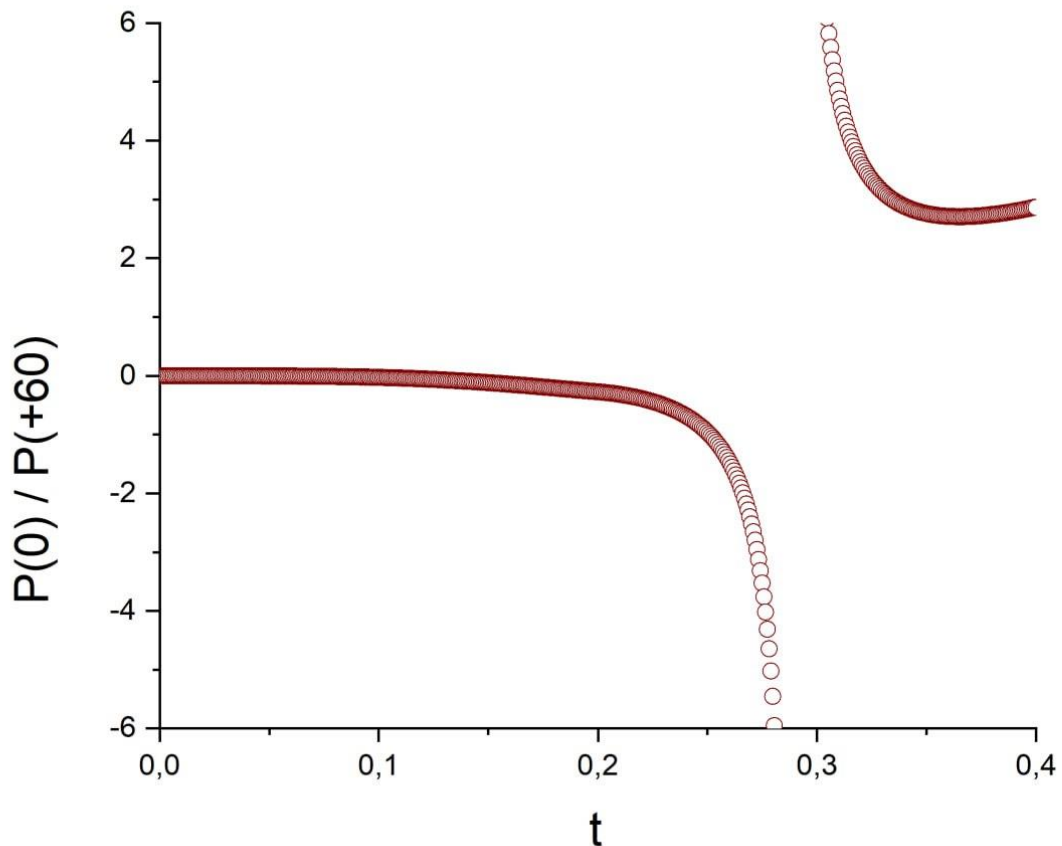


Рисунок 5.61 - Часова залежність відношення внеску від тиску на відносній висоті 0 см до внеску від тиску на відносній висоті 60 см внаслідок дії поля гравітації

Часова зміна відношення тиску на висоті +10 см до тиску на висоті +60 см, що відображає вплив гравітаційного поля на вертикальний градієнт тиску. Різке

падіння кривої (рис. 5.62) після $\approx 0,25$ s відображає момент, коли гідростатична складова тиску починає домінувати над пульсаційною, створюючи значно більший тиск у нижній частині моделі (60 см) порівняно з верхньою (10 см). Така поведінка відповідає фізіологічним особливостям вертикального кровотоку: чим більше віддалення від рівня серця вниз, тим сильніше накопичується гравітаційна складова тиску.

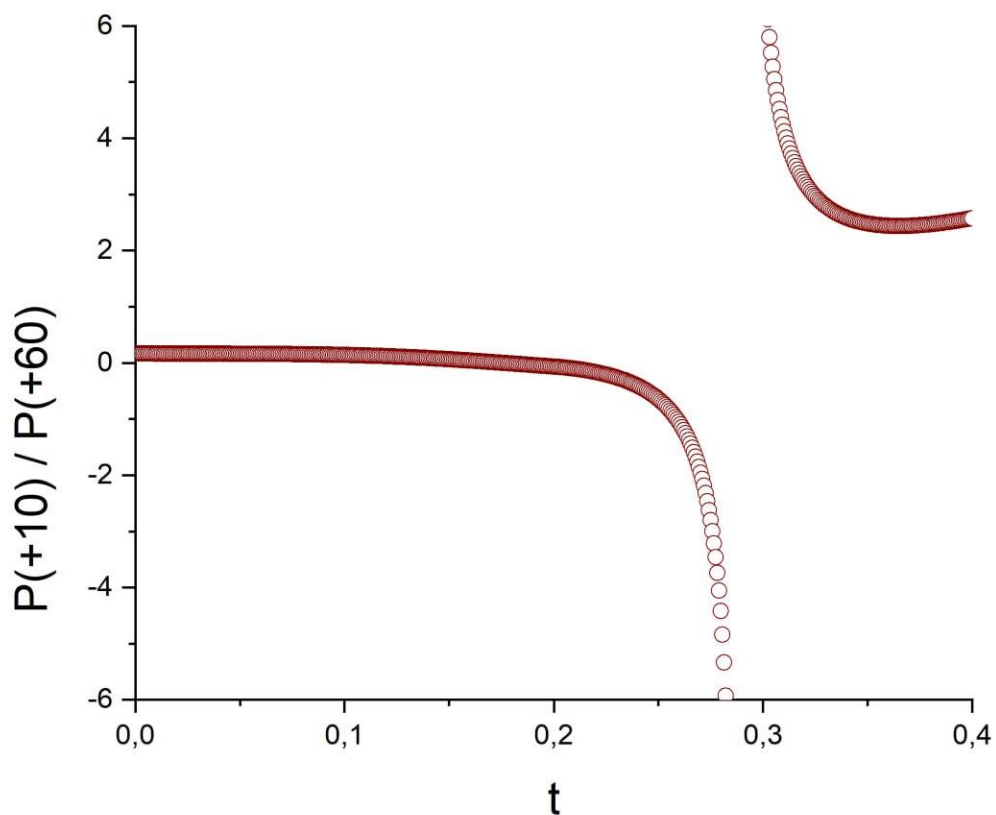


Рисунок 5.62 - Часова залежність відношення внеску від тиску на відносній висоті 10 см до внеску від тиску на відносній висоті 60 см внаслідок дії поля гравітації

Поведінка відносного тиску між рівнями +20 см і +60 см. Крива демонструє зменшення відносного внеску тиску при наближенні до систоли (рис. 5.63).

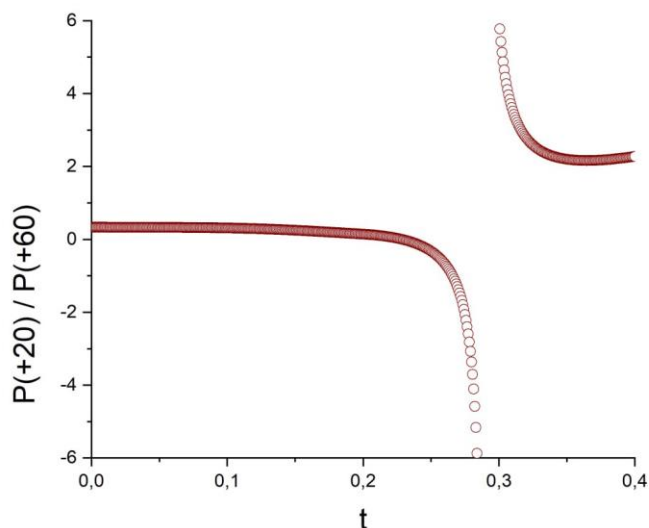


Рисунок 5.63- Часова залежність відношення внеску від тиску на відносній висоті 20 см до внеску від тиску на відносній висоті 60 см внаслідок дії поля гравітації

Динаміка зміни відношення тиску між рівнями +30 см і +60 см 9 (рис. 5.64), яка відображає формування гравітаційного градієнта в середній ділянці судини.

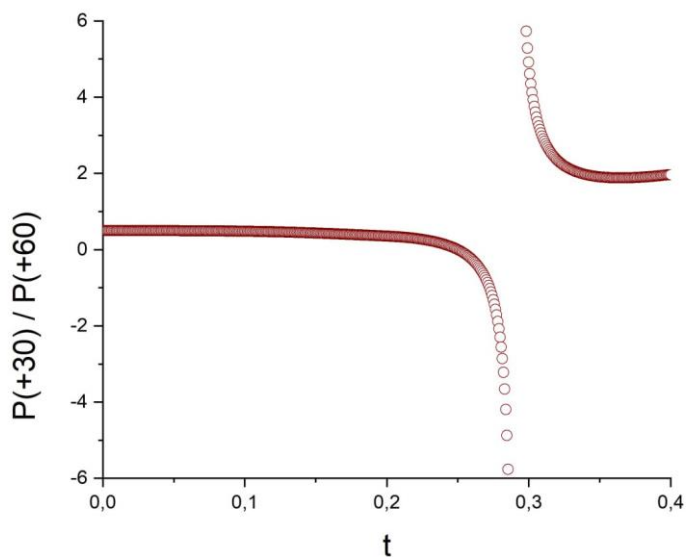


Рисунок 5.64 - Часова залежність відношення внеску від тиску на відносній висоті 30 см до внеску від тиску на відносній висоті 60 см внаслідок дії поля гравітації

Графік (рис. 5.65) ілюструє, як змінюється відносний тиск між висотами +40

см та +60 см протягом серцевого циклу — помітне зниження відношення через вплив гравітації.

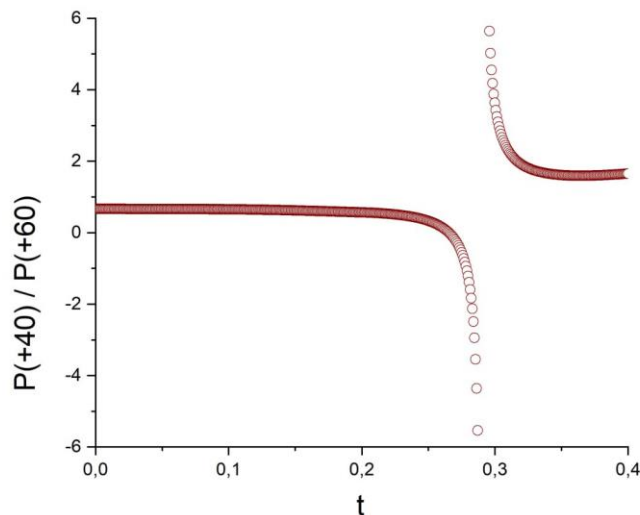


Рисунок 5.65 - Часова залежність відношення внеску від тиску на відносній висоті 40 см до внеску від тиску на відносній висоті 60 см внаслідок дії поля гравітації

Відношення тиску на висотах +50 і +60 см (рис. 5.66). Це найменша різниця по висоті, тому зміни поступові та найменш виражені порівняно з іншими графіками.

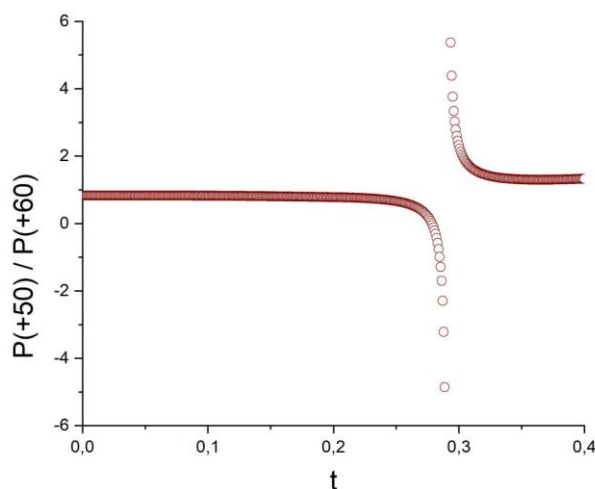


Рисунок 5.66 - Часова залежність відношення внеску від тиску на відносній висоті 50 см до внеску від тиску на відносній висоті 60 см внаслідок дії поля гравітації

Висновок до розділу 5

У цьому розділі були наведені результати чисельного моделювання кровотоку в артеріальних судинах з урахуванням кручення та впливу гравітаційного поля. Показано, як зміна фізіологічних і зовнішніх умов позначається на поведінці основних гемодинамічних параметрів — тиску, пружної та активної енергій, тангенціальних складових, а також на часовій динаміці відносних показників.

У ході дослідження встановлено, що кручення кровотоку та еластичність стінок судини суттєво впливають на розподіл тиску та напрямки силових взаємодій. Моделювання довело, що при різних значеннях кутових деформацій формується нерівномірний профіль тиску, що може відігравати критичну роль у виникненні локальних зон перевантаження.

Окремо було проаналізовано вплив гравітації. Результати показали, що як мікрогравітація, так і підвищене гравітаційне навантаження значно змінюють часові залежності тиску та деформації судини, що узгоджується з відомими фізіологічними спостереженнями у космічній та авіаційній медицині. Моделі дозволили виявити особливості поведінки потоку при $+60g$ та в умовах зниженого g , що підтверджує коректність і чутливість використаної математичної системи.

Таким чином, результати моделювання підтверджують працездатність розробленої математичної моделі та програмного забезпечення, а також демонструють можливість застосування підходу для оцінки гемодинамічних змін у різних фізіологічних сценаріях. Отримані дані створюють наукове підґрунтя для подальшого вдосконалення моделі та її використання в медичних, біоінженерних і космічних дослідженнях.

РОЗДІЛ 6

СТАРТАП ПРОЕКТ ЗА ТЕМОЮ МАГІСТЕРСЬКОЇ ДИСЕРТАЦІЇ

6.1 Короткий опис проєкту

GraviFlow — це цифрова біоінженерна платформа для моделювання й візуалізації кровотоку в артеріях людини під впливом гравітаційного поля. Рішення призначене для медичних досліджень, навчальних закладів і космічної медицини.

Проєкт розробки та впровадження GraviFlow для вирішення проблеми споживача через його придбання у власність, який забезпечує моделювання кровотоку в умовах гравітаційного поля. **[Помилка! Джерело посилання не знайдено.]**

Відмінними якостями продукту є те, що це перша в Україні розробка, яка моделює поведінку крові в артеріях з урахуванням змін гравітаційного поля (мікро- та гіпергравітація), що має критичне значення для космічної медицини, авіації та екстремальної фізіології.

Продукт виконує такі вимоги:

- система використовує методи обчислювальної гідродинаміки та анатомічно точні судин для симуляцій в реальному часі, що дозволяє аналізувати кручення потоку крові у складних умовах;
- дозволяє адаптувати модель до конкретного пацієнта чи сценарію дослідження.

Унікальність продукту GraviFlow полягає в моделюванні кручення кровотоку під впливом змінного гравітаційного поля — функції, що не реалізована в інших симуляторах.

6.2 Бізнес-модель

6.2.1 Цінність продукту

Цінними якостями продукту GraviFlow відмінними від існуючих є [40]:

- полягає в точному моделюванні та візуалізації кровотоку для медичних, наукових і аерокосмічних потреб з можливістю аналізу ризиків у нестандартних умовах;
- адаптивність, в залежності від заданих умов.

Продукт виконує такі вимоги:

- Наукова точність — відтворює фізіологічно обґрунтовану модель кровотоку з урахуванням гравітації;
- Розширюваність — сумісний з алгоритмами ШІ для прогнозу судинних порушень;
- Враховує обертальний момент рідини в судинах, що не підтримується класичними симуляторами.

Унікальність GraviFlow полягає в моделюванні кручення кровотоку під впливом змінного гравітаційного поля — функції, що не реалізована в інших симуляторах.

6.2.2 Сегмент споживачів

Сегментом споживачів є:

- Науково-дослідні установи — біофізичні, медико-технічні та університетські лабораторії, що вивчають кровообіг і гравітаційні впливи;
- Медичні ВНЗ та освітні заклади — викладачі та студенти для навчання фізіології, анатомії, біомеханіки;
- Космічні та авіаційні агентства — підрозділи, які досліджують вплив мікро- і гіпергравітації на організм людини;
- Медичні технологічні компанії — розробники імплантів, доплер-систем, інструментів діагностики судинних патологій;
- Фармацевтичні дослідницькі відділи — для аналізу ефективності

ліків, що впливають на кровообіг;

- Клініки та кардіоцентри — для прогнозування ризиків у пацієнтів із порушенням кровотоку.

6.2.3 Канали збуту

Головний канал збуту GraviFlow[40]:

1) Прямі продажі платформи GraviFlow користувачу безпосередньо від виробника;

2) Непрямі через системи типу «Розетка» інш.

Інформаційний офіційний Сайт компанії містить буклети із інструкціями щодо використання платформи GraviFlow для забезпечення стійкої роботи.

Продажні опції містять копії та підписку на продукт.

Постпродажні опції, можливості скористатись якими стають доступними після придбання платформи GraviFlow:

- Доступ до сайту за інструкціями;[**Помилка! Джерело посилання не знайдено.**]
- Доступ до форуму для спілкування із іншими споживачами;[**Помилка! Джерело посилання не знайдено.**]
- Доступ до прямої консультації із спеціалістами виробника.[**Помилка! Джерело посилання не знайдено.**]

6.2.4 Взаємодія з споживачами

Залучення - запровадження освітніх ліцензій зі знижками для університетів, бонусів за рекомендацію продукту колегам, а також безкоштовного пробного доступу до базової версії для дослідників.[40]

Підтримка:

- Інтерактивний сайт із документацією, відеоінструкціями та оновленнями;
- Онлайн-форум користувачів та дослідників;
- Технічна підтримка через електронну пошту та відеозв'язок.

6.2.5 Дохід (монетизація)

Дохід буде формуватись через пряму ліцензійну модель продажу симулятора GraviFlow, підписки на наукові та освітні пакети, а також надання кастомізованих симуляцій на замовлення.

Основні джерела доходу: Ліцензії для університетів, клінік та наукових установ, підписка на оновлення та додаткові функціональні модулі, консультаційні послуги з адаптації моделі до конкретних досліджень, грантові надходження у рамках партнерств з НДІ або космічними програмам.

6.2.6 Ключові види діяльності

Ключовим видом діяльності стартапу буде здійснення [45] Проєкту розробки та впровадження GraviFlow для вирішення проблеми споживача через його придбання у власність, який забезпечує моделювання кровотоку в умовах гравітаційного поля, що впливає на якість та довголіття людини. [40]

6.2.7 Ключові ресурси

Матеріально – комплектуючі складові платформи GraviFlow будуть:

- 1) інтелектуальні ресурси - Власна математична модель кручення кровотоку, алгоритми симуляції, патенти та результати біофізичних досліджень;
- 2) технічні ресурси - Обчислювальні потужності для симуляцій (локальні сервери або хмара), 3D-графічний рушій, програмне забезпечення для обробки медичних зображень;
- 3) людські ресурси - Команда з біофізика, інженера-програміста, медичного консультанта та менеджера проєкту з досвідом у науці й ІТ.

6.2.8 Інтелектуальні ресурси

Будуть використані власні технічні розробки, патенти, креслення, розрахунки, дані експериментальних досліджень та дослідних випробувань лінійки розроблених апаратів. [40][Помилка! Джерело посилання не знайдено.]

6.2.9 Людські ресурси

Людські ресурси проєкту [Помилка! Джерело посилання не знайдено.]:

- 1) Автор проєкту: відповідальний за побудову математичної моделі кручення кровотоку, її фізичну валідацію та наукове обґрунтування. Освіта:

фізика або біомедична інженерія. Досвід: дослідження в галузі гідродинаміки чи біомеханіки;

2) Програміст-розробник симулятора: розробляє програмне ядро, реалізує чисельні розрахунки (CFD), візуалізацію та інтерфейс користувача. Освіта: прикладна математика, комп'ютерні науки. Навички: Python/C++, Unity/Unreal Engine, алгоритми чисельних методів;

3) Інженер по медичним зображенням: обробляє МРТ/КТ-знімки, адаптує анатомічні дані для створення 3D-моделей судин. Освіта: біомедична інженерія, медична інформатика. Інструменти: 3D Slicer, Mimics, MATLAB;

4) Науковий консультант / лікар: перевіряє клінічну доцільність і точність результатів симуляцій. Допомогає у співпраці з клініками та академічними партнерами. Профіль: кардіолог, ангіолог або судинний хірург;

5) Менеджер проєкту / комунікаційник: організовує етапи розробки, керує завданнями команди, підтримує контакт з партнерами та інвесторами. Освіта: менеджмент інновацій або проєктний менеджмент. Інструменти: Trello, Notion, CRM-системи;

6) Фінансист / грантовий менеджер: веде бюджет проєкту, готує документацію для отримання грантів, контролює витрати. Освіта: економіка, фінанси. Досвід: участь у наукових або стартап-грантах (Horizon, Erasmus+, Startup Ukraine).

Всього: 6 працівників.

6.2.10 Фінансові ресурси

Фінансові ресурси проєкту:

- 1) Грантове фінансування;
- 2) Інвестиції від венчурних фондів та інкубаторів;
- 3) Цільове фінансування від замовників / партнерів;
- 4) Доходи від ліцензій і підписок.

6.2.11 Ключові партнери

Ключові партнери проєкту:

- Медичні та технічні університети;
- Науково-дослідні інститути;
- Космічні агентства та авіаційні медичні центри;
- Бізнес-інкубатори та акселератори;
- Фармацевтичні дослідницькі відділи;
- Освітні платформи та видавництва.

6.2.12 Витрати

Витрати підраховуються для конкретного інвестора за таким порядком виготовлення та реалізації платформи GraviFlow **[Помилка! Джерело посилання не знайдено.]**:

- 1 Повна собівартість реалізованої продукції стартапу **[Помилка! Джерело посилання не знайдено.]** 150 000 грн (розробка MVP, тестування, підтримка першого року);
- 2 Прибуток стартапу 75 000 грн;
- 3 Оптова ціна виробника 225 000 грн.

Непрямі податки:

- Акцизні збори 0 грн (не застосовуються для ПЗ);
- Податок на додану вартість (20%): 45 000 грн;
- Оптова ціна відпускна 270 000 грн;
- Посередницька надбавка до ціни 15% = 40 500 грн;
- Витрати посередника 10 000 грн (маркетинг, комісія платформи, підтримка);
- Прибуток посередника 30 500 грн;
- Податок на додану вартість посередника 6 100 грн; **[Помилка! Джерело посилання не знайдено.]**
- Оптова ціна закупки 310 500 грн; **[Помилка! Джерело посилання не знайдено.]**
- Торгівельна надбавка до ціни 20% = 62 100 грн;

- Витрати торгівельної організації 15 000 грн;
- Прибуток торгівельної організації 47 100 грн;
- Податок на додану вартість торгівельної організації 9 420 грн.
-

Роздрібна ціна реалізації 381 120 грн.

6.2.13 Споживчі властивості товару

GraviFlow для покупця має головну споживчу властивість: в результаті використання GraviFlow дозволяє користувачу візуалізувати, моделювати та аналізувати поведінку кровотоку в артеріях з урахуванням впливу гравітаційного поля, що важливо для медичних досліджень та клінічних рішень. Продукт забезпечує точну біофізичну симуляцію, яку можна адаптувати до конкретних анатомічних умов пацієнта або сценаріїв досліджень. Застосовується як наочний навчальний інструмент для студентів медичних і технічних спеціальностей, що підвищує якість засвоєння складних тем (гемодинаміка, фізіологія, біомеханіка).

6.2.14 Дослідження ринку

На ринку відсутні спеціалізовані продукти, що моделюють кровотік із урахуванням гравітації та кручення. GraviFlow є унікальним рішенням для наукових, медичних і космічних досліджень, де потрібна висока точність і адаптивність до нестандартних умов. Дослідження конкурентного оточення

Конкурентне оточення продажу аналогів GraviFlow – відсутнє(для заданих цілей).

6.2.15 Елементи фінансового плану

Елементами фінансового плану є:

Опис бізнес-проєкту: організація розробки та впровадження програмної платформи GraviFlow у формі стартапу, спрямованого на створення цифрового симулятора кровотоку з урахуванням гравітаційного впливу. Проєкт реалізується командою інженерів, науковців і медичних консультантів із перспективою комерціалізації у дослідницьких, освітніх та клінічних сферах;

Опис товару/послуги/технології: GraviFlow — це програмний симулятор, який вирішує проблему відсутності інструментів для моделювання кручення

кровотоку в умовах змінного гравітаційного поля. Продукт дозволяє точно аналізувати гемодинаміку, виявляти ризики патологій та використовувати результати в освітніх, медичних і наукових цілях;

Маркетинг та продаж: дослідження ринку програмних рішень для моделювання кровотоку виявило відсутність спеціалізованих продуктів, що враховують гравітаційні впливи. У Європі, США та Канаді попит на біомедичні симулятори задоволений лише на 60–70%. В Україні ринок подібних рішень майже не розвинений (10–15%), масове використання відсутнє. GraviFlow позиціонується як інноваційне рішення на стику біофізики, медицини та цифрових технологій;

- Фінансовий план (розробляється для конкретного інвестора):
- Організація офісного простору та серверної інфраструктури – 300 000 грн;
- Формування команди (6–9 осіб) — зарплатний фонд на 9 міс. – 1 200 000 грн;
- Закупівля обладнання та програмного забезпечення – 200 000 грн;
- Розробка платформи, валідація, створення MVP – 350 000 грн;
- Оренда приміщення (офіс + сервер) – 180 000 грн;
- Комунальні послуги та технічне обслуговування – 70 000 грн;
- Резерв на непередбачувані витрати – 100 000 грн.

Всього: ~2 400 000 грн.

6.2.16 Резюме

GraviFlow — це інноваційна програмна платформа, що моделює кровотік в артеріях людини з урахуванням впливу гравітаційного поля, включаючи ефект кручення. Продукт розроблено для застосування в наукових дослідженнях, медичній освіті, космічній та авіаційній медицині. Його унікальність полягає в здатності аналізувати гемодинаміку в нестандартних умовах — таких як мікро- або гіпергравітація — чого не підтримують класичні біомедичні симулятори.

Платформа поєднує 3D-візуалізацію, чисельне моделювання та інтерфейс,

що дозволяє адаптувати симуляції до конкретних пацієнтів або дослідницьких сценаріїв.

Модель GraviFlow має високий потенціал комерціалізації через освітні, клінічні та наукові ліцензії, а також готова до інтеграції з алгоритмами штучного інтелекту для прогнозування судинних порушень.

Стартап пропонує сучасне, науково обґрунтоване рішення у сфері цифрової медицини, спрямоване на покращення розуміння й аналізу кровообігу людини в умовах гравітаційних змін.

Висновок до розділу 6

У даному розділі було представлено стартап-проект GraviFlow, який виступає практичним продовженням і комерційним застосуванням результатів магістерської роботи. Проаналізовано ключові елементи бізнес-моделі, визначено ціннісну пропозицію продукту, сегменти споживачів, канали збуту та підходи до взаємодії з користувачами. Показано, що застосунок є інноваційною цифровою біоінженерною платформою, унікальною для українського ринку, оскільки вперше пропонує можливість моделювання кручення кровотоку під дією змінного гравітаційного поля – функціональніст, відсутня у наявних аналогах.

Було розглянуто структуру ресурсів, необхідних для успішної реалізації проекту, включно з людським, інтелектуальним, фінансовим та технологічним потенціалом. Окремо визначено коло потенційних партнерів: медичні та технічні університети, науково-дослідні інститути, авіаційно-космічні центри, бізнес-інкубатори та фармацевтичні компанії. Аналіз фінансової моделі показав, що GraviFlow має чіткий план монетизації та може бути реалізований як за підтримки грантових програм, так і за рахунок інвестицій у високотехнологічні біомедичні рішення.

Таким чином, стартап-проект підтверджує високу прикладну цінність розробленої математичної моделі та програмного забезпечення. Розділ демонструє, що результати магістерської дисертації мають не лише наукове, а й

комерційне, освітнє та соціально-медичне значення, що відкриває можливість подальшого розвитку продукту та його інтеграції у наукові, клінічні та космічні дослідження.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У ході виконання роботи було проведено комплексне дослідження процесів кровотоку в артеріальній системі людини з урахуванням як фундаментальних фізіологічних механізмів, так і математичних закономірностей, що визначають характер руху крові. На основі аналізу сучасних наукових підходів було встановлено, що кровообіг є складною багатокомпонентною системою, у якій поєднуються не лише поступальні потоки, але й крутильні, що формуються під дією морфологічних та біомеханічних властивостей судин і клапанного апарату серця. Вивчення анатомічних особливостей артеріальних судин дозволило дійти висновку, що пружні властивості стінки та активність гладеньком'язових клітин становлять важливий компонент регуляції гемодинаміки і не можуть бути ігноровані під час математичного моделювання.

Аналіз існуючих математичних методів та програмних платформ продемонстрував, що більшість традиційних підходів описують кровотік у спрощеному вигляді, розглядаючи його як рівномірний ламінарний рух без урахування енергетичних механізмів накопичення, дисипації та міжкомпонентної взаємодії. Було виявлено, що наявні комерційні інженерні пакети, хоча і забезпечують значні обчислювальні можливості, не дозволяють детально відобразити специфічні властивості артеріальних судин, зокрема їх активну реакцію на хімічні та механічні стимули та здатність до крутильного деформування. Аналіз відкритих платформ показав, що найбільш повною мірою вимогам роботи відповідає програмне середовище FEniCS, яке дозволяє формулювати і розв'язувати рівняння у варіаційній формі та гнучко змінювати структуру моделі.

На основі теоретичних передумов було розроблено програмний додаток, реалізований мовою Python із використанням наукових бібліотек для обчислень, аналізу та візуалізації результатів. Використання NumPy, SymPy, Pandas, Matplotlib та PyQt6 забезпечило інтеграцію математичної моделі, чисельних алгоритмів і засобів графічної взаємодії в єдиному програмному середовищі. Це

дозволило не лише здійснити розрахунок кінетичних, пружних та дисипативних складових енергетичного балансу кровотоку, але й забезпечити можливість оперативної зміни вихідних параметрів моделі, що є важливим для дослідницької та освітньої діяльності.

Розроблена модель демонструє, що крутильний компонент руху крові є невід'ємною частиною гемодинамічного процесу та відіграє суттєву роль у розподілі тисків і навантажень уздовж стінки судини. Врахування гравітаційного поля дозволило оцінити зміни гемодинамічних параметрів при зміні положення тіла, що є актуальним для дослідження як фізіологічних станів (вертикальне/горизонтальне положення), так і екстремальних умов, включаючи мікрогравітацію та перевантаження.

Отже, результати роботи підтверджують наукову і практичну значущість розробленої моделі та програмного інструменту. Виконане дослідження створює підґрунтя для подальшого розширення моделі на тривимірні структури судин, моделювання патологій, аналізу функціональних змін у разі судинних захворювань, оцінки ефективності медичних втручань та розробки персоналізованих моделей кровообігу в клінічній практиці.

СПИСОК ДЖЕРЕЛ

- 1 Anirban Dutta Choudhury A.P. Chapters and Articles, Hypertension and cardiac fatigue. 2022. (дата звернення 24 верес. 2024). URL: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/diastolic-pressure>
- 2 Ansys Fluent (дата звертання 10 вересня 2025) URL: <https://www.ansys.com/products/fluids/ansys-fluent>
- 3 British Heart Foundation. How a healthy heart works / British Heart Foundation. — London, 2025. — URL: <https://www.bhf.org.uk/information-support/how-a-healthy-heart-works> (дата звернення 15 жовтня 2025)
- 4 Christian H. Whiting, Kenneth E. Jansen. A stabilized finite element method for the incompressible Navier-Stokes equations using a hierarchical basis. International journal for numerical methods in fluids. Vol. 35, Issue 1. P. 93–116. DOI:10.1002/1097-0363(20010115)35:1%3C93::aid-fld85%3E3.0.co;2-g. (дата звертання 22 серпня 2025)
- 5 COMSOL multiphysics (дата звертання 10 вересня 2025) URL: <https://www.comsol.com/products>
- 6 De Adan J.A., Saey D., Bamber J., Rolfe P. Detailed versus simplified models in haemodynamics / J.A. De Adan, D. Saey, J. Bamber, P. Rolfe. — Mathematical Modelling of Natural Phenomena. — 2016. — Vol. 11, Issue 1. — DOI: 10.1051/mmnp/201611101. (дата звертання 7 жовтня 2025)
- 7 Dillon-Murphy D., Noorani A., Nordsletten D., Figueroa C.A. Multi-modality image-based computational analysis of haemodynamics in aortic dissection. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology. — 2015. DOI: 10.1007/s10237-015-0729-2. (дата звертання 26 вересня 2025)
- 8 Emuna N., Durban D. Stability Analysis of Arteries Under Torsion / N. Emuna, D. Durban. — Journal of Biomechanical Engineering. — 2020. — Vol. 142, Issue 6, Article 061011. — DOI: 10.1115/1.4046051. (дата звертання 13 жовтня 2025)
- 9 FEniCS Project (дата звертання 10 вересня 2025) URL:

<https://fenicsproject.org/fenics-2026>

- 10 Figueroa C. A., Taylor C. A., Marsden A. L. Blood Flow // Encyclopedia of Computational Mechanics. Second Edition / Eds. Stein E., de Borst R., Hughes T. — Wiley, 2017. — Розд. ECM2068. — С. 1–28. DOI: 10.1002/9781119176817.ecm2068. (дата звертання 11 вересня 2025)
- 11 Goswami N., Blaber A. P., Valenti G., Hinghofer-Szalkay H., Evans J. M., Bailey D. M., Vernikos J., Choukèr A., Green D. A., White O., van Loon J. J. W. A., Convertino V. A. Gravity, Microgravity and Artificial Gravity: Physiological Effects, Implementation and Applications / N. Goswami et al. — Physiological Reviews. — 2025. — DOI: 10.1152/physrev.00055.2024 (дата звертання 18 жовня 2025)
- 12 Ku D. N. Blood flow in arteries / D.N. Ku. — Annual Review of Fluid Mechanics. — 1997. — Vol. 29, Issue 1, pp. 399-434. — DOI: 10.1146/annurev.fluid.29.1.399. (дата звертання 11 вересня 2025)
- 13 Kumar S., Narayan P. Cerebral Blood Flow and Metabolism // Primer on Cerebrovascular Diseases / eds. L.R. Caplan, J. Biousse, M.B. Landau, J. van Gijn. — 2nd ed. — Amsterdam: Elsevier, 2017. — P. 41–48. (дата звертання 24 серпня 2025) DOI: 10.1016/B978-0-12-415824-5.00008-4
- 14 Madhavan S., Kemmerling E. M. The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow. BioMedical Engineering OnLine, 2018, <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0497-1> (дата звернення: 22.10.2025)
- 15 Magder S. The meaning of blood pressure / S. Magder. — Critical Care. — 2018. — Vol. 22, Article no. 257. — (дата звертання 7 серпня 2025) DOI: 10.1186/s13054-018-2171-1. — URL: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-018-2171-1>
- 16 Matplotlib (дата звертання 15 вересня 2025) URL: <https://matplotlib.org>
- 17 McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles. 7th ed. / W. W. Nichols, M. F. O'Rourke, E. R. Edelman, C. Vlachopoulos (Eds.). Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2022.

- 813 p. (дата звертання 14 вересня 2025)
- 18 Murphy E. A., Boyle F. J. Reducing In-Stent Restenosis Through Novel Stent Flow Field Augmentation. (дата звертання 11 серпня 2025). URL: <https://doi.org/10.1007/s13239-012-0109-3> 2012.
- 19 Nichols W.W., O'Rourke M.F., Edelman E.R., Vlachopoulos Ch. McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles. 7th ed. — Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, LLC, 2022. — 600 p. (дата звертання 16 жовтня 2025)
- 20 NumPy (дата звертання 1 вересня 2025) URL: <https://numpy.org/doc/stable>
- 21 OpenFOAM (дата звертання 17 серпня 2025) URL: <https://www.openfoam.com>
- 22 Pandas (дата звертання 15 жовтня 2025) URL: <https://pandas.pydata.org/docs>
- 23 Pinto E. Blood pressure and ageing / E. Pinto. — Postgraduate Medical Journal. — 2007 Feb;83(976):109-114. — DOI: 10.1136/pgmj.2006.048371. (дата звертання 17 жовтня 2025)
- 24 PyQt6 (дата звертання 12 серпня 2025) URL: <https://pyqt.org/project/PyQt6>
- 25 Robertson A. M., Watton P. N. Mechanobiology of the Arterial Wall / A. M. Robertson, P. N. Watton // Transport in Biological Media. — Elsevier, 2013. — Vol. 10, pp. 275-347. — (дата звертання 13 вересня 2025) DOI: 10.1016/B978-0-12-415824-5.00008-4.
- 26 Robertson, A. M. & Watton, P. N. (2013). Mechanobiology of the Arterial Wall. In S. Becker & A. Kuznetsov (Eds.), *Transport in Biological Media* (pp. 275–347). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-415824-5.00008-4> (дата звертання 10 вересня 2025)
- 27 SimFlow. CFD Software (дата звертання 29 вересня 2025) URL: <https://simflow.com/download/cfd-simulation-software>
- 28 SimVascular (дата звертання 19 вересня 2025) URL: <https://simvascular.github.io/index.html>
- 29 SymPy (дата звертання 11 жовтня 2025) URL: <https://docs.sympy.org/latest/index.html>

- 30 Toninato R., Salmon J., Susin F. M. et al. Physiological vortices in the sinuses of Valsalva: An in vitro approach for bio-prosthetic valves. *Journal of Biomechanics*. Vol. 49, Issue 13. P. 2635–2643. DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.05.027. (дата звертання 29 вересня 2025)
- 31 VandeBunte A. M., Ortiz B. L., Paolillo E. W. та ін. Relationships between blood pressure indicators and fluid biomarkers of brain aging in functionally intact older adults / *Alzheimer's Research & Therapy*. — 2025. — Vol. 17, Article no. 85. — DOI: 10.1186/s13195-025-01731-9. (дата звертання 18 вересня 2025)
- 32 Villarreal M. H. based on work by Edoarado, Mariana Ruiz. English: Branches of the aorta. (дата звертання 10 жовтня 2025). URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Aorta_branches.jpg (дата звертання 10 вересня 2025). 2017.
- 33 Voorhees A. P., Han H.-C. Biomechanics of Cardiac Function. *Comprehensive Physiology*. Vol. 5, Issue 4. P. 1623–1644. DOI:10.1002/cphy.c140070 (дата звертання 29 вересня 2025)
- 34 What is Bernoulli's equation? / Khan Academy, 2025. (дата звернення 1 вересня 2025). URL: <https://www.khanacademy.org/science/properties-of-matter-essentials/x56fba1647ecc4dbb:how-does-a-cricket-bowler-make-the-ball-swing/x56fba1647ecc4dbb:how-does-a-cricket-bowler-make-the-ball-swing-lesson/a/what-is-bernoullis-equation>.
- 35 Wilmer W. Nichols, Michael F. O'Rourke, Elazer R. Edelman, Charalambos Vlachopoulos. *McDonald's Blood Flow in Arteries*. CRC Press, 2022. (дата звертання 15 вересня 2025)
- 36 Yang C., Lee G., Kwon S., Kim H., Kim S., Lee S., Jeong H., Shin J., Kim D., Son D. Flexible Doppler ultrasound device for the monitoring of blood flow velocity / C. Yang et al. — *Science Advances*. — 2021. — Vol. 7, Issue 39. — DOI: 10.1126/sciadv.abi9283. (дата звертання 10 вересня 2025)
- 37 Адамов О. В. Програмний застосунок для симуляції кровотоку через активні артеріальні судини спіральної форми : дипломна робота бакалавра : 122 Комп'ютерні науки. – Київ, 2025. – 82 с. (дата звертання 1 вересня 2025)

- 2025)
- 38 Берая М., Берая Г. Електромагнітні властивості артеріального кровотоку // *Biology, Engineering and Medicine*. — 2018. — Т. 3, № 2. — С. 1–8. (дата звертання 4 жовтня 2025) DOI: 10.15761/BEM.1000141.
- 39 Владов С. І. Методи та засоби визначення гемодинамічних показників при діагностуванні порушень системи кровообігу людини : автореф. дис. ... канд. техн. наук : 05.11.17 / С. І. Владов ; Харківський національний університет радіоелектроніки. – Харків, 2015. – 20 с. (дата звертання 4 жовтня 2025)
- 40 Гавриш О. А., Бояринова К. О., Копішинська К. О. Розробка стартап-проектів : конспект лекцій [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спец. 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології» та 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» / О. А. Гавриш, К. О. Бояринова, К. О. Копішинська ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 188 с. – URL – <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/63391483-0014-435b-866f-ab3188b5a372/content> (дата звернення: 22.10.2025).
- 41 Ділонг С. М. Мультиплатформний застосунок «Симулятор кровотоку через артеріальні судини людини з коченням» : дипломна робота бакалавра : 122 Комп'ютерні науки. – Київ, 2025. – 78 с. (дата звертання 1 вересня 2025)
- 42 Козловський Ю. К. Основи реології крові. Вінницький національний медичний університет імені М. І. Пирогова, Вінниця. DOI: <https://doi.org/10.26565/2075-3810-2018-40-03> (дата звертання 15 серпня 2025)
- 43 Маркушевська А. В., Савченко М. О. Математичне моделювання руху крові в судинах. Вісник Вінницького політехнічного інституту. 2020. № 5. С. 316–319. (дата звертання 9 серпня 2025)
- 44 Настенко Є. А., Подиман А. О., Рудніков Є. Г. Рівняння Бернуллі для обертального кровотоку в пружних артеріальних судинах системи кровообігу людини // Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». –

2024. – № 67(1). – С. 5–12. (дата звертання 9 серпня 2025) URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/84a63210-8b0b-4f6c-92c4-bd17a4f59aa6/content>
- 45 Розробка стартап-проектів: практикум [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальностей 151 – «Автоматизація та комп'ютерноінтегровані технології» та 152 – «Метрологія та інформаційновимірвальна техніка» / О. А. Гавриш, К. О. Бояринова, К. О. Копішинська; КПІ ім. Ігоря Сікорського. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. 116 с. URL: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/29450/1/Rozrobka_startupproektiv_Praktykum.pdf (Дата звернення 10.12.2025)
- 46 Тітов І.І., Прийма М.О., Лукашевський О.Я. Порівняння артеріального тиску на плечовій і стегновій ділянках. *Emergency Medicine*. 2020. Т. 16, № 7–8. DOI: <https://doi.org/10.22141/2224-0586.16.7-8.2020.223704> (дата звертання 1 вересня 2025)
- 47 Українки В. нуїЛ. СЕРЦЕВО-СУДИННА СИСТЕМА. 2021. (дата звернення 1 жовтня 2025). URL: https://evnuir.vnu.edu.ua/bitstream/123456789/20236/3/serts_sudyn_syst2021.pdf
- 48 Шкарніков О. С. Модель активної поведінки артеріальних судин : дипломна робота бакалавра : 122 Комп'ютерні науки. – Київ, 2021. – 72 с. (дата звертання 1 вересня 2025)