

Л. М. МИХАЙЛОВА

кандидат технічних наук, професор
Заклад вищої освіти «Подільський державний університет»
ORCID: 0000-0002-3419-5446

С. В. ВАСИЛЮК-ЗАЙЦЕВА

магістр філософії в фізиці, старший викладач
Національний університет біоресурсів і природокористування України
ORCID: 0000-0002-0875-462X

О. В. РЕМЕНЯК

кандидат біологічних наук, доцент
Вінницький національний медичний університет імені М. І. Пирогова
ORCID: 0009-0001-0207-3073

БІОМЕДИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ КРОВООБІГУ ДЛЯ ПОКРАЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ СЕРЦЕВО-СУДИННИХ ІМПЛАНТАТІВ

Серцево-судинні імплантати (далі – ССІ) відіграють важливу роль у лікуванні різних кардіологічних захворювань, проте їхня ефективність часто залежить від гемодинамічних умов, які можуть змінюватися залежно від анатомії пацієнта та характеристик самого імплантату. Біомедичне моделювання кровообігу (далі – БМК) дає змогу детально дослідити гемодинамічні умови, що сприяє підвищенню надійності та функціональності імплантатів. Використання сучасних методів обчислювальної гідродинаміки забезпечує аналіз і оптимізацію ССІ, що визначає актуальність дослідження. Метою статті є обґрунтування використання БМК кровообігу для підвищення ефективності та надійності ССІ. У дослідженні застосовувалися методи аналізу, синтезу, абстрагування, індукції та дедукції для оцінки гемодинамічних параметрів, математичних моделей кровообігу та рекомендацій щодо їх застосування. Досліджено основні гемодинамічні параметри, що визначають ефективність ССІ. Зокрема, вивчено швидкість кровотоку, яка характеризує інтенсивність руху крові в судині та дозволяє виявити зони пришвидшення й застою. Кров'яний тиск відображає механічне навантаження на судинну стінку, що важливо для оцінки впливу імплантату. В'язкість крові визначає опір течії, що впливає на точність моделювання взаємодії з поверхнею імплантату. Сила тертя крові вздовж стінки судини (англ. *Wall Shear Stress*, далі – *WSS*) є критерієм ризику тромбоутворення, а пульсація кровотоку дає змогу аналізувати стабільність гемодинаміки в серцевому циклі. Проаналізовано сучасні математичні моделі кровообігу та підходи до їх застосування, зокрема рівняння Нав'є–Стокса, моделі пульсуючого потоку та взаємодії «рідина–структура». Розглянуто обчислювальні методи, такі як метод обчислювальної гідродинаміки (англ. *Computational Fluid Dynamics*, далі – *CFD*), метод скінченних елементів і метод скінченних об'ємів. Визначено програмні засоби, які використовуються для моделювання, зокрема *ANSYS Fluent*, *COMSOL Multiphysics* і *OpenFOAM*. Розроблено рекомендації щодо застосування БМК для підвищення функціональних характеристик і надійності ССІ. Запропоновано використовувати тривимірні пацієнт-специфічні моделі судин із високою просторовою роздільною здатністю, застосовувати пульсуючі граничні умови для відтворення реального серцевого циклу та використовувати неньютонівські моделі крові в зонах із низькими швидкостями зсуву. Також рекомендовано враховувати деформацію судинної стінки та імплантату за допомогою *FSI*-моделей та проводити порівняння результатів *CFD*-моделювання з експериментальними даними. Отримані результати підтверджують доцільність використання біомедичного моделювання кровообігу для оптимізації серцево-судинних імплантатів. Це дозволяє не лише підвищити їхню ефективність, але й знизити ризики ускладнень, пов'язаних із тромбоутворенням та іншими гемодинамічними порушеннями.

Ключові слова: гемодинаміка, швидкість кровотоку, кров'яний тиск, в'язкість крові, *WSS*, пульсація кровотоку, математичні моделі, обчислювальна гідродинаміка.

L. M. MYKHAILOVA

PhD in Engineering Science, Professor
Higher Education Institution “Podillia State University”
ORCID: 0000-0002-3419-5446

S. V. VASYLYUK-ZAITSEVA

MPhil in Physics, Senior Lecturer
National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine
ORCID: 0000-0002-0875-462X

O. V. REMENIAK

PhD, Associate Professor
National Pirogov Memorial Medical University
ORCID: 0009-0001-0207-3073

BIOMEDICAL MODELING OF THE CIRCULATION TO IMPROVE THE EFFICIENCY OF CARDIOVASCULAR IMPLANTS

Cardiovascular implants (hereinafter referred to as CVIs) play an important role in the treatment of various cardiovascular diseases; however, their effectiveness often depends on hemodynamic conditions, which may vary according to patient-specific anatomy and the characteristics of the implant itself. Biomedical blood flow modeling (hereinafter referred to as BBFM) enables a detailed investigation of hemodynamic conditions, thereby contributing to improved reliability and functionality of implants. The application of modern computational fluid dynamics methods provides analysis and optimization of CVIs, which determines the relevance of this study.

The aim of the article is to substantiate the use of biomedical blood flow modeling to enhance the efficiency and reliability of cardiovascular implants. The study employs methods of analysis, synthesis, abstraction, induction, and deduction to evaluate hemodynamic parameters, mathematical models of blood circulation, and recommendations for their application. Key hemodynamic parameters determining the effectiveness of CVIs are investigated. In particular, blood flow velocity is analyzed as a parameter characterizing the intensity of blood movement within vessels and enabling the identification of acceleration and stagnation zones. Blood pressure reflects the mechanical load on the vascular wall and is essential for assessing implant-induced effects. Blood viscosity determines flow resistance and affects the accuracy of modeling interactions with the implant surface. Wall shear stress (WSS) is identified as a criterion for thrombus formation risk, while blood flow pulsatility allows the analysis of hemodynamic stability throughout the cardiac cycle.

Contemporary mathematical models of blood circulation and approaches to their application are analyzed, including the Navier–Stokes equations, pulsatile flow models, and fluid–structure interaction (FSI) models. Computational methods such as computational fluid dynamics (CFD), the finite element method, and the finite volume method are considered. Software tools used for modeling are identified, including ANSYS Fluent, COMSOL Multiphysics, and OpenFOAM. Recommendations for the application of BBFM to improve the functional characteristics and reliability of CVIs are developed. The use of three-dimensional patient-specific vascular models with high spatial resolution is proposed, along with the application of pulsatile boundary conditions to reproduce the real cardiac cycle and non-Newtonian blood models in regions with low shear rates. Additionally, it is recommended to account for vascular wall and implant deformation using FSI models and to validate CFD results through comparison with experimental data.

The obtained results confirm the feasibility of using biomedical blood flow modeling for the optimization of cardiovascular implants. This approach not only enhances their effectiveness but also reduces the risks of complications associated with thrombosis and other hemodynamic disturbances.

Key words: hemodynamics, blood flow velocity, blood pressure, blood viscosity, WSS, blood flow pulsation, mathematical models, computational hydrodynamics.

Постановка проблеми

Серцево-судинні захворювання є однією з основних причин смертності у світі, що підкреслює необхідність розроблення ефективних ССІ. Попри значний прогрес у медицині та технологіях, наявні імплантати часто проєктуються на основі емпіричних даних або з використанням спрощених розрахункових схем. Це призводить до недостатнього врахування складної тривимірної геометрії кровотоку та локальних гемодинамічних ефектів, що, відповідно, впливає на їхню ефективність і надійність.

Однією з важливих інженерних проблем є недостатня точність прогнозування розподілу напружень зсуву на стінках судин. Це може призводити до утворення зон з аномально низькими або високими значеннями напружень зсуву, що створює умови для тромбоутворення або пошкодження ендотелію. Неправильне проєктування імплантатів також може призвести до підвищеного гідралічного опору, що негативно впливає на енергетичні витрати серця та загальну гемодинаміку пацієнта.

Традиційні методи експериментального тестування, зокрема використання фізичних фантомів і тваринних моделей, характеризуються високою вартістю та значними часовими витратами, що обмежує можливості оперативного аналізу й порівняння різних конструктивних рішень із метою вибору оптимального варіанта. Це зумовлює потребу у впровадженні більш ефективних і економічно доцільних підходів, зокрема біомедичного комп'ютерного моделювання кровообігу.

Таким чином, існує нагальна потреба в удосконаленні БМК для підвищення ефективності та надійності ССІ. Це дослідження має на меті розробити нові підходи до моделювання, які враховують складні гемодинамічні параметри та локальні ефекти, що дозволить значно поліпшити результати лікування пацієнтів із серцево-судинними захворюваннями.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Сучасні підходи до моделювання гемодинамічних процесів у системах із ССІ ґрунтуються на чисельних методах CFD. Значну увагу приділено моделюванню кровотоку в коронарних артеріях зі стентами, де дослідження використовували як ідеалізовані, так і пацієнт-специфічні геометрії. Ідеалізовані моделі дозволяють оцінити вплив ступеня стенозу, діаметра стента, товщини стінки та форми комірок на розподіл швидкостей і напружень зсуву. Так, З. Саїб та співавтори (Z. Saib et al.), М. Макрейлд та колеги (M. MacRaidl et al.) демонструють, що геометрія імплантату критично впливає на локальні гемодинамічні характеристики, проте обмеження моделей полягає в припущенні жорсткості стінок судин та використанні стаціонарних граничних умов замість пульсуючого потоку. Для чисельного розв'язання рівнянь Нав'є–Стокса застосовувалися схеми скінченних об'ємів та скінченних елементів, а для турбулентних режимів – моделі k- ϵ та LES, що дозволяє частково відтворювати низькорейнольдсівський потік крові [1; 2].

Другим важливим напрямом є врахування реологічних властивостей крові. Частина дослідників, зокрема К. Герасимюк та співавтори, О. Волошина та колеги, спрощують моделювання, використовуючи ньютонівську модель крові, що забезпечує прийнятну точність при високих швидкостях потоку [3; 4]. Інші науковці, такі як М. Хаміда (M. Hamidah), С. Хоссейн (S. Hossain), застосовують неньютонівські моделі типу Carreau або Casson, які точніше описують зміну в'язкості крові при низьких швидкостях зсуву, особливо в зонах поблизу стенозу чи стента [5]. Аналіз літератури показує, що для низькорейнольдсівських потоків перехід на неньютонівську модель суттєво покращує достовірність прогнозів.

Особливу увагу взаємодії рідини й твердого тіла (FSI), що дозволяє врахувати пружність стінок судин та їхню деформацію під дією пульсуючого потоку крові, приділяють Д. Шестеріна та співавтори, О. Обертинська та колеги. Такі моделі мають більшу обчислювальну складність, проте дають змогу оцінити зміну локального діаметра судини під час серцевого циклу та її вплив на розподіл напружень у стінках стента. Для розв'язання FSI-задач застосовувалися пакети ANSYS Fluent, COMSOL Multiphysics та відкриті платформи, які дозволяють поєднувати моделювання ламінарного й турбулентного потоку з механічною деформацією стінки [6; 7].

На необхідності валідації CFD-моделей на експериментальних даних акцентують А. Бронюк, Л. Распутіна та М. Котелюк (M. Koteliukh). Для цього використовуються фантоми судин, лазерна доплерівська анемометрія, PIV та MRI, що дозволяє порівнювати розподіл швидкостей і тисків із чисельними результатами. Узгодження експериментальних та CFD-даних підвищує надійність моделі та обґрунтовує вибір параметрів для власних досліджень [8; 9; 10].

Попри значний прогрес у розвитку методів моделювання гемодинаміки та CFD-досліджень, більшість наукових робіт охоплюють лише окремі аспекти кровотоку й не забезпечують комплексного аналізу впливу кількох параметрів стента одночасно. Також недостатньо уваги приділено компромісу між зниженням гідравлічного опору та мінімізацією зон із низькими напруженнями зсуву. Виявлені прогалини підкреслюють актуальність комплексного моделювання та параметричного аналізу конструктивних характеристик ССІ.

Формулювання мети дослідження

Мета статті – обґрунтувати використання БМК кровообігу для підвищення ефективності та надійності ССІ.

Відповідно до мети сформульовано такі завдання:

- 1) дослідити основні гемодинамічні параметри, що визначають ефективність ССІ;
- 2) проаналізувати сучасні математичні моделі кровообігу та підходи до їх застосування з використанням обчислювальних методів;
- 3) розробити рекомендації щодо застосування БМК для підвищення функціональних характеристик і надійності ССІ.

Викладення основного матеріалу дослідження

Гемодинаміка як розділ біомеханіки досліджує закономірності руху крові в судинній системі та механічні взаємодії між кров'ю й стінками судин. Кров розглядається як складна неньютонівська рідина, реологічні властивості якої змінюються залежно від умов течії, зокрема від швидкості зсуву та геометрії судинного русла. Ці особливості є важливими при вивченні кровотоку в зоні ССІ, де геометрія потоку суттєво відрізняється від природної.

Основні гемодинамічні параметри, що визначають ефективність і безпеку ССІ, охоплюють швидкість кровотоку, кров'яний тиск, ефективну в'язкість крові, WSS та пульсаційні характеристики потоку. Сукупний аналіз цих параметрів є необхідним для виявлення зон застою крові, підвищених механічних навантажень і потенційного тромбоутворення, що дозволяє обґрунтовано оцінювати функціонування імплантатів у фізіологічних умовах кровообігу. Гемодинамічні параметри та їх значення для оцінювання ефективності ССІ наведено в таблиці 1.

Гемодинамічний стан кровообігу описується через взаємопов'язані параметри, серед яких важливу роль відіграють швидкість руху крові, кров'яний тиск, ефективна в'язкість та напруження зсуву на стінці судини. Останній

Таблиця 1

Гемодинамічні параметри та їх значення для оцінювання ефективності ССІ

Параметр	Фізичний зміст	Значення для аналізу імплантатів
Швидкість кровотоку	Характеризує інтенсивність руху крові в судині	Дозволяє виявити зони пришвидшення та застою крові поблизу імплантату
Кров'яний тиск	Відображає механічне навантаження на судинну стінку	Використовується для оцінки впливу імплантату на навантаження судин
В'язкість крові	Визначає опір течії крові	Впливає на точність моделювання взаємодії крові з поверхнею імплантату
WSS	Сила тертя крові вздовж стінки судини	Є критерієм ризику тромбоутворення та ушкодження ендотелію
Пульсація кровотоку	Часова зміна параметрів кровообігу	Дає змогу аналізувати стабільність гемодинаміки в серцевому циклі

Джерело: створено авторами на основі [11, с. 2; 12, с. 5; 13, с. 6; 14, с. 8; 15, с. 3]

показник, відомий як WSS, є одним із найбільш інформативних критеріїв при оцінюванні функціонування імплантатів, оскільки його зміни безпосередньо пов'язані з ризиком тромбоутворення, ушкодження ендотелію та розвитком рестенозу [11, с. 2]. У нормальних умовах кровотік у судинах має переважно ламінарний характер, однак імплантатія штучних конструкцій може призводити до локальних порушень течії, формування зон турбулентності та застою крові. Додатковим ускладнювальним чинником є пульсуючий характер кровотоку, зумовлений циклічною роботою серця, що вимагає врахування часової змінності параметрів під час моделювання [12, с. 5].

У цьому контексті БКМ є ефективним інструментом дослідження гемодинамічних процесів. Це міждисциплінарний підхід, який поєднує методи прикладної математики, обчислювальної гідродинаміки та інформаційних технологій для відтворення кровообігу в умовах, наближених до реальних. Застосування БКМ дозволяє прогнозувати зміну гемодинамічних характеристик у відповідь на модифікацію геометрії судин або властивостей імплантату, що є особливо важливим на етапі проектування та оптимізації серцево-судинних виробів. Крім того, використання комп'ютерних моделей сприяє зменшенню потреби в трудомістких та дорогих експериментах, забезпечуючи при цьому високий рівень інформативності результатів [13, с. 6].

ССІ, зокрема стенти, судинні протези, штучні клапани та механічні допоміжні пристрої кровообігу, розглядаються як складні інженерні об'єкти, що функціонують у динамічному біологічному середовищі. Ефективність їхньої роботи значною мірою визначається здатністю мінімізувати порушення локальної гемодинаміки та підтримувати стабільний кровотік [14, с. 8]. БКМ дозволяє детально дослідити характер взаємодії крові з матеріалом і поверхнею імплантату, оцінити вплив конструктивних рішень на гемодинамічні показники та обґрунтувати вибір оптимальної геометрії й матеріалів [15, с. 3].

Таким чином, застосування БКМ для підвищення ефективності ССІ є науково обґрунтованим підходом, що забезпечує системний аналіз гемодинамічних процесів з урахуванням як фізіологічних, так і технічних чинників.

У процесі систематизації підходів до математичного моделювання кровообігу основну увагу зосереджено на моделях, які дозволяють адекватно описати гемодинамічні процеси в умовах наявності ССІ (табл. 2).

Базою сучасного БКМ є рівняння Нав'є–Стокса, що описують рух в'язкої рідини та є основою обчислювальної гідродинаміки. Чисельне розв'язання цих рівнянь здійснюється із застосуванням спеціалізованих програмних пакетів, таких як ANSYS Fluent, OpenFOAM, COMSOL Multiphysics або SimVascular, що дозволяють моделювати складні гемодинамічні процеси в тривимірних судинах. Використання таких платформ забезпечує дискретизацію об'єму судини на дрібні елементи та розрахунок розподілу швидкості, тиску й напружень зсуву в кожній точці моделі. Програмні засоби враховують неньютонівські властивості крові, пульсації, локальні турбулентні ефекти та взаємодію потоку з поверхнею імплантату, що дозволяє отримати достовірні прогнози гемодинамічних характеристик і оцінити вплив геометрії та матеріалу імплантату на кровотік. Це створює підґрунтя для формування науково обґрунтованих рекомендацій щодо підвищення ефективності та надійності серцево-судинних конструкцій [16, с. 2].

Математичний опис кровообігу в ССІ базується на основних рівняннях гідродинаміки, серед яких рівняння нерозривності та рівняння Нав'є–Стокса, а за необхідності застосовується модель турбулентності. Рівняння нерозривності забезпечує збереження маси потоку та для нестисливої рідини записується у вигляді:

$$\nabla \cdot u = 0, \quad (1)$$

де u – вектор швидкості потоку.

Рівняння Нав'є–Стокса описує рух нестисливої рідини, урахуваючи інерційні та в'язкі сили, і для нестисливої рідини має форму:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u \cdot \nabla)u = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 u + f, \quad (2)$$

де u – вектор швидкості (м/с), t – час (с), ρ – густина рідини (кг/м³), p – тиск (Па), ν – кінематична в'язкість рідини (м²/с), f – вектор зовнішніх сил на одиницю об'єму (Н/м³), наприклад сила тяжіння.

Таблиця 2

Математичні та обчислювальні підходи до моделювання кровообігу для ССІ

Група підходів	Модель / метод	Коротка характеристика	Застосування у ССІ
Математичні моделі кровообігу	Рівняння Нав'є–Стокса	Описують рух в'язкої рідини з урахуванням швидкості, тиску та в'язкості	Аналіз розподілу гемодинамічних параметрів у зоні імплантації
	Моделі пульсуючого потоку	Враховують часову змінність кровотоку в серцевому циклі	Дослідження динамічної стабільності кровообігу після імплантації
	Моделі взаємодії «рідина–структура»	Поєднують рух крові з деформацією судинної стінки або імплантату	Оцінювання механічного навантаження та ризику ушкодження судин
	Реологічні моделі крові	Описують змінну в'язкість крові залежно від умов течії	Підвищення точності моделювання в зонах зі зміненою геометрією
Обчислювальні методи	CFD	Чисельне розв'язання рівнянь гідродинаміки	Детальний аналіз локальних ефектів кровотоку навколо імплантатів
	Метод скінченних елементів	Дискретизація розрахункової ділянки на елементи	Моделювання складних геометрій та FSI-задач
	Метод скінченних об'ємів	Баланс потоків у скінченних контрольних об'ємах	Стійкі розрахунки тиску та швидкості у CFD-моделях
Програмні засоби	ANSYS Fluent, COMSOL Multiphysics	Комерційні платформи для CFD та мультифізичного аналізу	Реалізація високоточних моделей кровообігу та імплантатів
	OpenFOAM	Відкрите програмне середовище для CFD	Гнучке налаштування моделей та алгоритмів
	MATLAB / Simulink, Python	Інструменти для чисельних розрахунків і обробки даних	Аналіз результатів моделювання та побудова власних алгоритмів
Підходи до моделювання	Ідеалізовані геометрії	Спрощене представлення судин та імплантатів	Виявлення загальних закономірностей гемодинаміки
	Пацієнт-специфічні моделі	Геометрії на основі КТ або МРТ	Персоналізована оцінка ефективності імплантатів
	Аналіз чутливості параметрів	Дослідження впливу вхідних даних на результат	Оцінювання надійності та стійкості моделей

Джерело: створено авторами на основі [16, с. 2; 17, с. 3; 18, с. 5; 19, с. 2393; 20, с. 108; 21, с. 22]

Якщо кровотік є турбулентним, для врахування турбулентних пульсацій застосовується модель турбулентності, зокрема *k-ε*, яка вводить два додаткові рівняння. Рівняння для кінетичної енергії турбулентності *k* має вигляд:

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \nabla \cdot (ku) = P_k - \epsilon - \nabla \cdot (\mu_t \nabla k), \tag{3}$$

а рівняння для дисипації турбулентності ϵ записується як:

$$\frac{\partial \epsilon}{\partial t} + \nabla \cdot (\epsilon u) = C_{\epsilon 1} \frac{\epsilon}{k} P_k - C_{\epsilon 2} \frac{\epsilon^2}{k} - \nabla \cdot (\mu_t \nabla \epsilon), \tag{4}$$

де P_k описує виробництво турбулентної енергії, μ_t – динамічна в'язкість турбулентності, а $C_{\epsilon 1}$ і $C_{\epsilon 2}$ – емпіричні константи моделі [17, с. 5].

Застосування рівнянь Нав'є–Стокса разом із відповідними початковими та граничними умовами дозволяє моделювати кровотік у ССІ, урахувавши як ламінарні, так і турбулентні режими. Це дає змогу кількісно оцінювати розподіл швидкості, тиску та напружень зсуву на стінках судин, що є критично важливим для оптимізації конструкції імплантатів. Оскільки кровообіг характеризується циклічною пульсацією, моделі враховують часову змінність параметрів потоку, що дозволяє більш точно відтворювати динамічну поведінку крові протягом серцевого циклу.

Реологічні властивості крові, що можуть змінюватися залежно від швидкості зсуву, моделюються з використанням моделей Casson або Carreau–Yasuda, що забезпечує адекватне відтворення фізіологічних умов, особливо в зонах складної геометрії поблизу імплантатів [17, с. 3]. Для підвищення реалістичності моделювання дедалі частіше застосовується взаємодія «рідина–структура», яка дозволяє оцінити вплив деформації судинної стінки та імплантату на гемодинаміку. Такий підхід дає змогу враховувати механічні навантаження на тканини, зміни еластичних властивостей судин і потенційні ризики ушкоджень, водночас вимагаючи підвищених обчислювальних ресурсів і точності вихідних даних [18, с. 5].

Реалізація математичних моделей кровообігу на практиці базується на сучасних обчислювальних методах, зокрема методах скінченних елементів та скінченних об'ємів, що дозволяє аналізувати як глобальні характеристики кровотоку, так і детальні локальні процеси [19, с. 2393]. Програмні засоби автоматизують побудову геометрії, генерацію розрахункових сіток, проведення симуляцій і аналіз результатів, забезпечуючи точність і відтворюваність моделювання. Використання як ідеалізованих геометрій, так і пацієнт-специфічних моделей на основі

даних КТ та МРТ дозволяє проводити персоналізований аналіз ефективності імплантатів та оцінювати клінічну значущість результатів [20, с. 108].

Додатковим етапом є аналіз чутливості моделей до зміни реологічних властивостей крові, граничних умов та геометрії імплантатів, що дозволяє визначити основні чинники, які суттєво впливають на гемодинамічну ефективність серцево-судинних конструкцій [21, с. 22].

Використання сучасних моделей та обчислювальних підходів дає низку переваг, зокрема можливість відтворювати складні гемодинамічні процеси з високою точністю, проводити пацієнт-специфічне моделювання для персоналізованого підходу, прогнозувати зони застою, підвищені механічні навантаження та потенційне тромбоутворення, оптимізувати геометрію й матеріали імплантатів без численних фізичних експериментів, а також оцінювати вплив різних конструктивних рішень на локальні та глобальні гемодинамічні показники.

Водночас використання таких моделей має певні обмеження, зокрема високу обчислювальну складність і тривалий час симуляцій, необхідність точних клінічних даних для валідації моделей, можливі спрощення фізіологічних умов у випадку ідеалізованих геометрій, чутливість результатів до вибору чисельних методів, турбулентних моделей і граничних умов, а також складність інтеграції FSI-моделей у великі обчислювальні проєкти через високі вимоги до ресурсів.

У зв'язку з цим розроблено комплекс рекомендацій щодо застосування БКМ кровообігу для підвищення точності гемодинаміки, оптимізації конструкцій імплантатів та покращення їхніх характеристик. Тривимірне геометричне моделювання з урахуванням анатомічних особливостей пацієнтів підвищує точність оцінки гемодинамічних параметрів і зменшує ризик проєктних помилок. Використання пульсуючих граничних умов відтворює реальний серцевий цикл, а неньютонівські моделі крові дозволяють прогнозувати зони застою та знизити ризик тромбоутворення. Адаптовані моделі турбулентності та FSI-моделі оцінюють критичні ділянки потоку й механічні напруження, що важливо для довговічності імплантатів. Чисельні методи та валідація моделей з експериментальними даними забезпечують достовірність результатів, а параметричний аналіз дозволяє визначити оптимальні конструктивні рішення для підвищення ефективності та безпеки ССІ.

Таким чином, комплексне використання математичних моделей, обчислювальних методів і сучасних програмних засобів формує цілісний інструментарій для аналізу кровообігу та обґрунтованого проєктування ССІ, що підвищує їхню клінічну ефективність і безпеку, одночасно визначаючи перспективи для подальшого вдосконалення чисельних методів і програмних платформ.

Висновки

У результаті проведеного дослідження встановлено, що основні гемодинамічні параметри, зокрема швидкість кровотоку, кров'яний тиск, ефективна в'язкість крові, напруження зсуву на стінці судини та пульсаційні характеристики потоку, є визначальними для оцінювання ефективності й безпеки серцево-судинних імплантатів. Їх комплексний аналіз дає змогу ідентифікувати зони застою крові, підвищених механічних навантажень і потенційного тромбоутворення, що має принципове значення для прогнозування функціонування імплантатів у фізіологічних умовах кровообігу.

Узагальнення сучасних математичних моделей кровообігу та обчислювальних підходів показало, що застосування CFD-методів, моделей пульсуючого потоку, неньютонівської реології крові та підходів взаємодії «рідина–структура» забезпечує високий рівень точності відтворення складних гемодинамічних процесів і створює передумови для пацієнт-специфічного моделювання. Це надає можливості для оптимізації геометрії та матеріалів імплантатів, а також для обґрунтованої оцінки впливу конструктивних рішень на локальні й глобальні гемодинамічні показники.

Водночас встановлено, що практичне застосування зазначених підходів обмежується високою обчислювальною складністю, значними часовими витратами на симуляції, залежністю результатів від якості клінічних даних, вибору чисельних методів і граничних умов, а також складністю інтеграції FSI-моделей у масштабні обчислювальні проєкти. Це зумовлює необхідність подальшого розвитку методів чисельного моделювання та підвищення їхньої обчислювальної ефективності для розширення використання в клінічній практиці.

Отримані результати дозволили сформуувати цілісний комплекс рекомендацій щодо застосування біомеханічного комп'ютерного моделювання з метою підвищення функціональних характеристик і надійності серцево-судинних імплантатів. Наукова новизна дослідження полягає в інтеграції пацієнт-специфічної геометрії, реалістичних гемодинамічних умов, неньютонівської поведінки крові, турбулентних ефектів і деформацій судинної стінки в єдиному обчислювальному підході, що забезпечує більш адекватне відтворення фізіологічних процесів кровообігу.

Практичне значення запропонованого підходу полягає в можливості оптимізації конструктивних параметрів імплантатів, зниження ризику післяопераційних ускладнень та підвищення достовірності прогнозування їхньої довговічності, що розширює потенціал використання комп'ютерного моделювання як інструменту підтримки інженерних рішень і клінічної практики.

Перспективи подальших досліджень пов'язані з розширенням параметричних досліджень геометрії та матеріалів імплантатів, інтеграцією персоналізованих клінічних даних, розвитком багатомасштабних та адаптивних FSI-моделей, а також упровадженням методів машинного навчання для прискорення аналізу й оптимізації конструктивних рішень у серцево-судинній інженерії.

Список використаної літератури

1. Saib Z. A., Abed F., Ghayesh M. H., Amabili M. A review of fluid-structure interaction: blood flow in arteries. *Biomedical Engineering Advances*. 2025. Vol. 9. № 2. Article 100171. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bea.2025.100171>
2. MacRaild M., Sarrami-Foroushani A., Lassila T., Frangi A. F. Accelerated simulation methodologies for computational vascular flow modelling. *Journal of the Royal Society Interface*. 2024. Vol. 21, № 211. Article 20230565. DOI: <https://doi.org/10.1098/rsif.2023.0565>
3. Герасимюк К. О., Гнатів В. В., Левенець О. О. Ультраструктурні прояви протекторного впливу на міокард бурштинової кислоти, оксиду натрію і кверцетину за умов експериментального моделювання серцевої недостатності. *Здобутки клінічної і експериментальної медицини*. 2024. № 1. С. 62–69. DOI: <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2024.v.i1.14526>
4. Шляхи удосконалення формування компетенцій лікарів-інтернів в умовах дистанційного навчання / О. Б. Волошина та ін. *Здобутки клінічної і експериментальної медицини*. 2024. № 1. С. 57–61. DOI: <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2024.v.i1.14444>
5. Hamidah M. A., Hossain S. M. C. Modeling analysis of pulsatile non-Newtonian blood flow in a renal bifurcated artery with stenosis. *International Journal of Thermofluids*. 2024. Vol. 22. № 2. Article 100645. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijft.2024.100645>
6. Шестеріна Д. В., Паламарчук А. Л., Коваленко С. О. Вплив об'ємного пневмопресингу на периферичну гемодинаміку у осіб з різним рівнем кровонаповнення нижніх кінцівок. *Здобутки клінічної і експериментальної медицини*. 2023. № 3. С. 190–194. DOI: <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2023.v.i3.14089>
7. Обертинська О. Г., Распутіна Л. В., Діденко Д. В., Соломончук А. В. Ремоделювання лівого шлуночка після черезшкірного коронарного втручання при гострому інфаркті міокарда з ускладненням гострою серцевою недостатністю. *Український журнал серцево-судинної хірургії*. 2024. Т 32, № 2. С. 38–44. DOI: [https://doi.org/10.30702/ujcvs/24.32\(02\)/or030-3844](https://doi.org/10.30702/ujcvs/24.32(02)/or030-3844)
8. Бронюк А. В., Распутіна Л. В. Пацієнти зі STEMI після ревазуляризації: чи є залежність ураження коронарних артерій та функціонального стану нирок? *Український журнал серцево-судинної хірургії*. 2024. Т. 32, № 3. С. 10–16. DOI: [https://doi.org/10.30702/ujcvs/24.32\(03\)/br043-1016](https://doi.org/10.30702/ujcvs/24.32(03)/br043-1016)
9. Koteliukh M. Y. A model for predicting acute heart failure in patients with acute myocardial infarction by taking into account energy and adipokine metabolism indicators. *Medicni perspektivi*. 2022. Vol. 27, № 3. P. 64–71. DOI: <https://doi.org/10.26641/2307-0404.2022.3.265932>
10. Koteliukh M. Y. A model for predicting late complications of myocardial infarction in patients with type 2 diabetes mellitus. *Archives of the Balkan Medical Union*. 2022. Vol. 57, № 1. P. 36–44. DOI: <https://doi.org/10.31688/abmu.2022.57.1.05>
11. Dake P. G., Mukherjee J., Sahu K. C., Pandit A. B. Computational fluid dynamics in cardiovascular engineering: a comprehensive review. *Transactions of the Indian National Academy of Engineering*. 2024. Vol. 9. P. 335–362. DOI: <https://doi.org/10.1007/s41403-024-00478-3>
12. Salman H. E., Yalcin H. C. Computational modeling of blood flow hemodynamics for biomechanical investigation of cardiac development and disease. *Journal of Cardiovascular Development and Disease*. 2021. Vol. 8, № 2. DOI: <https://doi.org/10.3390/jcdd8020014>
13. Hu M., Chen B., Luo Y. Computational fluid dynamics modelling of hemodynamics in aortic aneurysm and dissection: a review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2025. Vol. 13. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1556091>
14. Can computational fluid dynamics simulations predict a distal stent graft-induced new entry after frozen elephant trunk operation? / A. Osswald et al. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. 2025. Vol. 12. DOI: <https://doi.org/10.3389/fcvm.2025.1671628>
15. Dung N. T., Hue P. T., Nhung D. C., Sang P. V. Hemodynamics in coronary arteries: using open-source software Simvascular to investigate the hemodynamics in coronary arteries of the patient-specific modeling. *Vietnam Journal of Science and Technology*. 2024. Vol. 62, № 3. P. 601–611. DOI: <https://doi.org/10.15625/2525-2518/18503>
16. Hirschhorn M., Tchanchalishvili V., Stevens R., Rossano J., Throckmorton A. Fluid–structure interaction modeling in cardiovascular medicine – a systematic review 2017–2019. *Medical Engineering & Physics*. 2020. Vol. 78. № 1. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.01.008>
17. Kuchumov A. G., Makashova A., Vladimirov S., Borodin V., Dokuchaeva A. Fluid–structure interaction aortic valve surgery simulation: a review. *Fluids*. 2023. Vol. 8, № 11, Article 295. DOI: <https://doi.org/10.3390/fluids8110295>
18. Automated generation of 0D and 1D reduced-order models of patient-specific blood flow / M. R. Pfaller et al. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2022. Vol. 38, № 10. Article e3639. DOI: <https://doi.org/10.1002/cnm.3639>
19. A geometric multiscale model for the numerical simulation of blood flow in the human left heart / A. Zingaro et al. *Discrete and Continuous Dynamical Systems – Series S*. 2022. Vol. 15, № 8. P. 2391–2427. DOI: <https://doi.org/10.3934/dcdss.2022052>

20. Феденко С., Волошенюк Т., Різак Г. Аналіз впливу інноваційних технологій на розвиток фармацевтичного ринку в Україні. *Сучасна медицина, фармація та психологічне здоров'я*. 2024. № 2 (16). С. 106–110. DOI: <https://doi.org/10.32689/2663-0672-2024-2-17>

21. COVID-19, пандемічний грип А(H1N1): клінічні та патологоанатомічні порівняння / Г. І. Граділь та ін. *Інфекційні хвороби*. 2023. № 3. С. 15–27. DOI: <https://doi.org/10.11603/1681-2727.2023.3.14197>

References

1. Saib Z. A., Abed F., Ghayesh M. H., & Amabili M. (2025) A review of fluid–structure interaction: blood flow in arteries. *Biomedical Engineering Advances*, vol. 9, 100171. <https://doi.org/10.1016/j.bea.2025.100171>

2. MacRaild M., Sarrami-Foroushani A., Lassila T., & Frangi A. F. (2024) Accelerated simulation methodologies for computational vascular flow modelling. *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 21, no. 211, 20230565. <https://doi.org/10.1098/rsif.2023.0565>

3. Herasymuk K. O., Hnativ V. V., & Levenets O. O. (2024) Ultrastrukturni proiavy protekornoho vplyvu na miokard burshtynovoi kysloty, oksybutyratu natriiu i kvartsetynu za umov eksperymentalnoho modeliuвання sertsevoi nedostatnosti. [Ultrastructural manifestations of the protective effect on the myocardium of succinic acid, sodium oxybutyrate, and quercetin under conditions of experimental modeling of heart failure]. *Zdobutky klinichnoi i eksperymentalnoi medytsyny*, no. 1, pp. 62–69. <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2024.v.i1.14526>

4. Voloshyna O. B., Balashova I. V., Lysyi I. S., Dukova O. R., Naidonova O. V., Zbitnieva V. O., ... & Ukrainka K. A. (2024) Shliakhy udoskonalennia formuvannia kompetentsii likariv-interniv v umovakh dystantsiinoho navchannia. [Ways to improve the formation of competencies of interns in distance learning]. *Zdobutky klinichnoi i eksperymentalnoi medytsyny*, no. 1, pp. 57–61. <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2024.v.i1.14444>

5. Hamidah M. A., & Hossain S. M. C. (2024) Modeling analysis of pulsatile non-Newtonian blood flow in a renal bifurcated artery with stenosis. *International Journal of Thermofluids*, vol. 22, no. 2, 100645. <https://doi.org/10.1016/j.ijft.2024.100645>

6. Shesterina D. V., Palamarchuk A. L., & Kovalenko S. O. (2023) Vplyv obiemnoho pnevmopresynhu na peryferychnu hemodynamiku u osib z riznym rivnem krovonapovnennia nyzhnikh kintsivok. [The effect of volume pneumopressing on peripheral hemodynamics in individuals with different levels of blood filling of the lower extremities]. *Zdobutky klinichnoi i eksperymentalnoi medytsyny*, no. 3, pp. 190–194. <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2023.v.i3.14089>

7. Obertynska O. H., Rasputina L. V., Didenko D. V., & Solomonchuk A. V. (2024) Remodeliuвання livoho shlunochka pislia cherezshkirnoho koronarного vtruchannia pry hostromu infarkti miokarda z uskladnenniam hostroiu sertsevoiu nedostatnistiu. [Left ventricular remodeling after percutaneous coronary intervention in acute myocardial infarction complicated by acute heart failure]. *Ukrainskyi zhurnal sertsevo-sudynnoi khirurhii*, vol. 32, no. 2, pp. 38–44. [https://doi.org/10.30702/ujcv/24.32\(02\)/or030-3844](https://doi.org/10.30702/ujcv/24.32(02)/or030-3844)

8. Broniuk A. V., & Rasputina L. V. (2024) Patsiienty zi STEMI pislia revaskularizatsii: chy ye zalezhnist urazhennia koronarnykh arterii ta funktsionalnoho stanu nyrok? [Patients with STEMI after revascularization: is there a relationship between coronary artery disease and renal function?]. *Ukrainskyi zhurnal sertsevo-sudynnoi khirurhii*, vol. 32, no. 3, pp. 10–16. [https://doi.org/10.30702/ujcv/24.32\(03\)/br043-1016](https://doi.org/10.30702/ujcv/24.32(03)/br043-1016)

9. Koteliukh M. Y. (2022) A model for predicting acute heart failure in patients with acute myocardial infarction by taking into account energy and adipokine metabolism indicators. *Medicni perspektivi*, vol. 27, no. 3, pp. 64–71. <https://doi.org/10.26641/2307-0404.2022.3.265932>

10. Koteliukh M. Y. (2022) A model for predicting late complications of myocardial infarction in patients with type 2 diabetes mellitus. *Archives of the Balkan Medical Union*, vol. 57, no. 1, pp. 36–44. <https://doi.org/10.31688/abmu.2022.57.1.05>

11. Dake P. G., Mukherjee J., Sahu K. C., & Pandit A. B. (2024) Computational fluid dynamics in cardiovascular engineering: a comprehensive review. *Transactions of the Indian National Academy of Engineering*, vol. 9, pp. 335–362. <https://doi.org/10.1007/s41403-024-00478-3>

12. Salman H. E., & Yalcin H. C. (2021) Computational modeling of blood flow hemodynamics for biomechanical investigation of cardiac development and disease. *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, vol. 8, no. 2. <https://doi.org/10.3390/jcdd8020014>

13. Hu M., Chen B., & Luo Y. (2025) Computational fluid dynamics modelling of hemodynamics in aortic aneurysm and dissection: a review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 13. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1556091>

14. Osswald A., Tsagakis K., Thielmann M., Shehada S.-E., Jánosi R. A., ... & Karmonik C. (2025) Can computational fluid dynamics simulations predict a distal stent graft-induced new entry after frozen elephant trunk operation? *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, vol. 12. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2025.1671628>

15. Dung N. T., Hue P. T., Nhung D. C., & Sang P. V. (2024) Hemodynamics in coronary arteries: using open-source software SimVascular to investigate the hemodynamics in coronary arteries of patient-specific modeling. *Vietnam Journal of Science and Technology*, vol. 62, no. 3, pp. 601–611. <https://doi.org/10.15625/2525-2518/18503>

16. Hirschhorn M., Tchanchaleishvili V., Stevens R., Rossano J., & Throckmorton A. (2020) Fluid–structure interaction modeling in cardiovascular medicine – a systematic review 2017–2019. *Medical Engineering & Physics*, vol. 78, no. 1. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.01.008>
17. Kuchumov A. G., Makashova A., Vladimirov S., Borodin V., & Dokuchaeva A. (2023) Fluid–structure interaction aortic valve surgery simulation: a review. *Fluids*, vol. 8, no. 11, 295. <https://doi.org/10.3390/fluids8110295>
18. Pfaller M. R., Pham J., Verma A., Pegolotti L., Wilson N. M., ... & Marsden A. L. (2022) Automated generation of 0D and 1D reduced-order models of patient-specific blood flow. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 10, e3639. <https://doi.org/10.1002/cnm.3639>
19. Zingaro A., Fumagalli I., Dede L., Fedele M., Africa P. C., ... & Quarteroni A. (2022) A geometric multiscale model for the numerical simulation of blood flow in the human left heart. *Discrete and Continuous Dynamical Systems – Series S*, vol. 15, no. 8, pp. 2391–2427. <https://doi.org/10.3934/dcdss.2022052>
20. Fedenko S., Volosheniuk T., & Rizak H. (2024) Analiz vplyvu innovatsiinykh tekhnolohii na rozvytok farmatsevtynohoho rynku v Ukraini. [Analysis of the impact of innovative technologies on the development of the pharmaceutical market in Ukraine]. *Suchasna medytsyna, farmatsiia ta psykholohichne zdorovia*, vol. 2, no. 16, pp. 106–110. <https://doi.org/10.32689/2663-0672-2024-2-17>
21. Hradil H. I., Hubina-Vakulyk H. I., Yurko K. V., Nartov P. V., Lukashova O. P., & Khalusheva Yu. B. (2023) COVID-19, pandemichnyi hryp A(H1N1): Klinichni ta patoloanoatomichni porivniannia. [COVID-19, pandemic influenza A(H1N1): Clinical and pathoanatomical comparisons]. *Infektsiini khvoroby*, no. 3, pp. 15–27. <https://doi.org/10.11603/1681-2727.2023.3.14197>

Дата першого надходження статті до видання: 14.01.2026

Дата прийняття статті до друку після рецензування: 19.02.2026

Дата публікації (оприлюднення) статті: 30.04.2026