УДК 612.133:616-073.756.8:616.13-089-77 doi:10.25298/2221-8785-2026-24-5-470-475

МОДЕЛИРОВАНИЕ КРОВОТОКА В БИОЛОГИЧЕСКОМ И СИНТЕТИЧЕСКОМ СОСУДИСТЫХ ПРОТЕЗАХ БИФУРКАЦИОННОГО ТИПА

Г. А. Попель, И. А. Моисеенко, К. Г. Попель, А. А. Коваленко

Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Беларусь

Введение. Современные технологии вычислительной гидродинамики и сопряженного моделирования позволяют с высокой точностью прогнозировать биомеханическое поведение имплантируемых изделий медицинского назначения. In silico анализ структуры кровотока и гидродинамического давления дает возможность верифицировать гемодинамические свойства сосудистых протезов. Понимание того, как податливость сосудистой стенки влияет на преобразование кинетической энергии пульсовой волны в пристеночные сдвиговые напряжения, представляет собой критически важную задачу для разработки и клинического внедрения новых биосовместимых графтов в сосудистую хирургию.

Цель. Провести сравнительный трехмерный численный анализ нестационарного пульсирующего течения крови в нативной аорте, а также в синтетическом и биологическом сосудистых протезах бифуркационного типа при различных фазах сердечного цикла.

Материал и методы. Математическое моделирование выполнено в программном комплексе ANSYS Fluent 2024 R1 на основе решения трехмерных уравнений Навье-Стокса и неразрывности с использованием сопряженного анализа взаимодействия полей потока и конструкции (FSI). Рассмотрены три конфигурации: нативная аорта, синтетический протез (полиэтилентерефталат с гофрированием) и биологический протез (бычий ксеноперикард). Учитывалось неньютоновское поведение крови (модели Carreau-Yasuda и Casson).

Результаты. В фазе систолического ускорения и на пике систолы в синтетическом протезе зафиксирован критический рост сил инерции с достижением Re_{max}=6078,06 и 7228,06 соответственно в зоне бифуркации, что указывает на турбулизацию потока. В нативной аорте и биологическом протезе из бычьего ксеноперикарда значения Re_{max} на пике систолы составили 2484,26 и 2286,88, сохраняя ламинарный характер течения. Число Уомерсли на пике систолы в синтетическом кондуите достигло 62,7059, значительно превышая показатели в аорте (25,8709) и биологическом протезе (29,5473).

Выводы. Биологический протез обладает выраженным гемодинамическим превосходством, устраняя механическое несоответствие стенок (compliance mismatch). Он эффективно демпфирует кинетическую энергию пульсовой волны, минимизирует пристеночные напряжения сдвига и исключает формирование зон стаза и вихревых токов, что снижает риск отдаленных тромботических осложнений.

Ключевые слова: *гемодинамика, математическое моделирование, биологический сосудистый протез, синтетический сосудистый протез, аорта, бифуркация, число Рейнольдса, число Уомерсли, FSI-моделирование*

Для цитирования: *Моделирование кровотока в биологическом и синтетическом сосудистых протезах бифуркационного типа / Г. А. Попель, И. А. Моисеенко, К. Г. Попель, А. А. Коваленко // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. 2026. Т. 24, № 5. С. 470-475. https://doi.org/10.25298/2221-8785-2026-24-5-470-475*

Репозиторий ГГМУ

Введение

Интеграция передовых методов вычислительной гидродинамики и сопряженного анализа взаимодействия физических полей потока и конструкции в современную медицинскую практику ознаменовала переход к качественно новому этапу проектирования и оценки гемодинамических свойств имплантируемых медицинских изделий. Традиционные эмпирические и in vitro подходы, несмотря на их высокую валидность, обладают рядом существенных ограничений при воспроизведении сложных пространственно-временных характеристик магистрального кровотока, особенно в анатомически нелинейных зонах, таких как бифуркация аорты. В данном контексте трехмерное моделирование выступает в качестве инструмента, позволяющего осуществлять прецизионный неинвазивный скрининг гемодинамических и биомеханических особенностей сосудистых протезов на доклиническом этапе. Компьютерный анализ пространственной структуры нестационарного потока и топографии распределения гидродинамического давления дает возможность детально верифицировать зоны локальных гемодинамических возмущений, склонных к формированию вторичных вихревых токов и областей отрыва течения. Особое фундаментальное и прикладное значение имеет экспликация биомеханических и гемодинамических механизмов трансформации кинетической энергии пульсовой волны в локальные пристеночные напряжения сдвига [1, 2].

Цель исследования – провести сравнительный трехмерный численный анализ нестационарного пульсирующего течения крови в нативной аорте, а также в синтетическом и биологическом сосудистых протезах бифуркационного типа при различных фазах сердечного цикла.

Материал и методы

Математическое моделирование нестационарной гемодинамики выполнено на основе численного решения трехмерных уравнений Навье–Стокса и уравнения неразрывности для несжимаемой жидкости. Компьютерный анализ реализован в программном комплексе вычислительной гидродинамики ANSYS Fluent вер-

сии 2024 R1 (ANSYS Inc., Canonsburg, США). Процесс моделирования состоял из последовательных этапов, включающих разработку трехмерной геометрии кондуитов, генерацию дискретной расчетной сетки, настройку физико-химических параметров решателя, постпроцессинг и визуализацию результатов. Для решения системы уравнений использовался численный алгоритм PISO, а также схемы SIMPLE и SIMPLEC. При настройке реологических свойств пульсирующего потока крови были заложены следующие константы: плотность рабочей среды – 1060 кг/м³, коэффициент теплового расширения – 0,3153 $К^{-1}$, удельная теплоемкость – 3880 Дж/(кг•К), рабочая температура – 310 К, теплопроводность – 0,542 Вт/(м•К), базовая динамическая вязкость – 0,004 Па•с. Для адекватного учета неньютоновского поведения среды вязкостные характеристики рассчитывались с применением моделей Carreau-Yasuda и Casson.

В качестве объектов исследования выступали три конфигурации бифуркационного русла, физико-биомеханические свойства стенок которых существенно различались:

1. Нативная аорта: материал моделировался как композит, состоящий преимущественно из эластина и коллагена с модулем Юнга 1 МПа, коэффициентом Пуассона 0,49, плотностью 1120 кг/м³, пределом прочности 5,9–24,5 МПа и толщиной стенки 1,5 мм.

2. Синтетический сосудистый протез: материал – полиэтилентерефталат с модулем Юнга 20 МПа, коэффициентом Пуассона 0,7, плотностью 1400 кг/м³, пределом прочности 55 МПа и толщиной стенки 0,5 мм. Геометрической особенностью данной модели являлось наличие гофрирования с максимальной высотой волнистости бранш 0,8–1,1 мм.

3. Биологический сосудистый протез: материал – бычий ксеноперикард с модулем Юнга 1,5 МПа, коэффициентом Пуассона 0,47–0,49, плотностью 1200 кг/м³, пределом прочности 20 МПа и толщиной стенки 0,3 мм.

Геометрические модели спроектированы в системе SolidWorks и импортированы в модуль ANSYS SpaceClaim. Анатомическая конфигурация во всех случаях включала проксимальный ствол (основную браншу) с входным и выходным диаметром 16–20 мм и длиной стволовой части 100 мм. Диаметр бранш ответвления варьировался в диапазоне 8–10 мм при длине каждого ответвления 250 мм. Угол между ответвлениями для нативной аорты был зафиксирован на физиологическом уровне 45°. Для сосудистых протезов была использована конфигурация с углом 30°, установленная по результатам предварительных сравнительных испытаний под различными углами.

Дискретизация расчетных областей выполнена в приложении ANSYS Meshing с построением гибридных сеток, содержащих слои инфляции у границ для точного разрешения пограничного слоя. Для обеспечения инвариантности и численной сходимости результатов относительно параметров дискретизации расчетной области проведен анализ сходимости сетки. Оценка выполнялась на базовой модели нативной аорты при фиксированных граничных условиях, соответствующих пику систолического выброса. В ходе теста последовательно исследовались пять конфигураций расчетных сеток с различной степенью дискретизации: грубая (0,45 млн элементов), разреженная (0,85 млн элементов), средняя (1,35 млн элементов), базовая расчетная (1,81 млн элементов) и избыточная (2,65 млн элементов). В качестве контрольного валидационного параметра было выбрано максимальное локальное число Рейнольдса (Re_{max}) в зоне бифуркации, как наиболее чувствительная к сеточному разрешению гидродинамическая величина. При переходе от средней сетки (1,35 млн) к базовой расчетной (1,81 млн элементов) относительное изменение контрольного значения (Remax) составило менее 0,42%. Дальнейшее измельчение дискретного пространства до 2,65 млн элементов привело к асимптотическому выходу контролируемого параметра на плато с отклонением результатов, не превышающим 0,15%, при этом вычислительные затраты возросли более чем в 2,32 раза. Таким образом, с учетом баланса между точностью аппроксимации пограничного слоя и эффективностью использования вычислительных ресурсов, для проведения всех последующих симуляций во всех исследуемых конфигурациях была выбрана расчетная сетка объемом 1,8 млн элементов.

Моделирование проводилось в условиях пульсирующего потока с варьированием граничных условий на входе по трем характерным временным точкам сердечного цикла:

1. Фаза систолического ускорения (t=0,125 с), давление (P=111,204 мм рт. ст.), входная скорость (v=0,427 м/с);

2. Пик систолического выброса (t=0,25 с), давление (P=119,99 мм рт. ст.), входная скорость (v=0,5 м/с);

3. Фаза диастолического замедления (t=0,50 с) и (t=0,75 с), давление (P=89,99–59,98 мм рт. ст.), скорость (v=0,25–0,00 м/с).

Вязкостное моделирование пристеночных возмущений и транзиторных вихревых структур осуществлялось с помощью модели переходящего режима течения Transition SST. Учитывая биомеханическое взаимодействие между пульсирующим потоком крови и податливыми тканями, расчеты выполнялись на основе сопряженного анализа взаимодействия физических полей потока и конструкции (FSI – Fluid-Structure Interaction). Стенки нативной аорты и исследуемых протезов моделировались как упругие, деформируемые структуры. На подвижной границе раздела сред (Fluid-Solid Interface) задавалось динамическое условие гидродинамического прилипания (No-Slip), при котором вектор локальной скорости пристеночных слоев жидкости жестко связывался с вектором скорости перемещения деформируемой стенки кондуита. Граничные условия пульсирующего притока на входе и давления на выходах расчетной области задавались через пользовательские функции,

Репозиторий ГрГМУ

написанные и скомпилированные на языке программирования C в ядре Fluent.

Для оценки гидродинамических режимов рассчитывалось локальное число Рейнольдса (Re), характеризующее соотношение сил инерции и вязкого трения. Частотные характеристики пульсирующего течения оценивались с помощью числа Уомерсли (Wo), определяющего профиль скорости в условиях нестационарного сдвига.

Результаты и обсуждение

Анализ полей распределения чисел Рейнольдса и Уомерсли выявил существенные гемодинамические различия между исследуемыми типами протезов. В фазе систолического ускорения в нативной аорте пиковое значение числа Рейнольдса составило 2127,64, в то время как в модели синтетического протеза зафиксирован выраженный скачок до Re_{max}=6078,06. В модели биологического протеза гидродинамический профиль оказался более сглаженным, со значением Re_{max}=1931,60, что близко к значению в аорте (рис. 1).

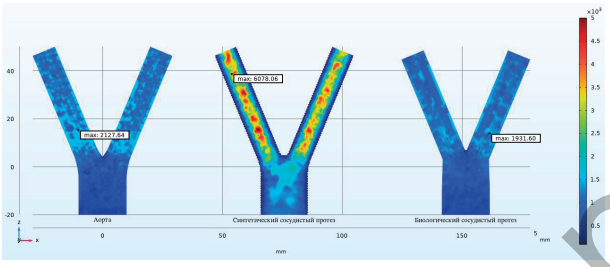


Рисунок 1 – Пространственное распределение числа Рейнольдса в моделях нативной аорты, синтетического и биологического сосудистых протезов в фазе систолического ускорения (t=0,125 с, давление – 111,204 мм рт. ст., скорость – 0,43 м/с)

Figure 1 – Spatial distribution of the Reynolds number in the models of the native aorta, synthetic and biological vascular grafts during the systolic acceleration phase (t = 0.125 s, pressure 111.204 mmHg, velocity 0.43 m/s)

На пике систолы при максимальной скорости притока в синтетическом протезе наблюдается критическое возрастание инерционных сил с достижением Remax=7228,06. Локализация максимума смещена в зону бифуркации и начальных сегментов бранше. Такое высокое значение указывает на турбулизацию потока в зоне ветвления. В моделях нативной аорты и биологического протеза пиковые значения составили Re_{max}=2484,26 и Re_{max}=2286,88 соответственно, сохраняя преимущественно ламинарный или переходный характер течения (рис. 2).

При переходе к фазе диастолического замедления регистрируется общее снижение интенсивности потока. Вместе с тем в модели синтетического протеза сохраняются высокие локальные градиенты скоростей, о чем свидетельствует пиковое значение числа Рейнольдса (Re_{max}=3415,55). Напротив, в нативной

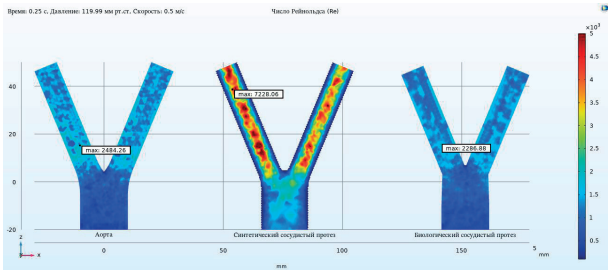


Рисунок 2 – Пространственное распределение числа Рейнольдса в моделях нативной аорты, синтетического и биологического сосудистых протезов на пике систолы при максимальной скорости притока (t=0,25 с, давление – 119,99 мм рт. ст., скорость – 0,5 м/с)

Figure 2. – Spatial distribution of the Reynolds number in the models of the native aorta, synthetic and biological vascular grafts at the peak of systole during maximum inflow velocity (t = 0.25 s, pressure 119.99 mmHg, velocity 0.5 m/s)

аорте (Re_{max}=1273,38) и биологическом протезе (Re_{max}=1125,13) наблюдается стабилизация гидродинамических показателей и ламинарный характер течения (рис. 3).

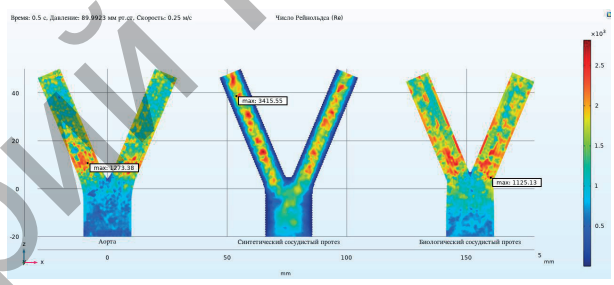


Рисунок 3 – Пространственное распределение числа Рейнольдса в моделях нативной аорты, синтетического и биологического сосудистых протезов в фазе диастолического замедления (t=0,5 с, давление – 89,99 мм рт. ст., скорость – 0,25 м/с)

Figure 3 – Spatial distribution of the Reynolds number in the models of the native aorta, synthetic and biological vascular grafts during the diastolic deceleration phase (t = 0.5 s, pressure 89.99 mmHg, velocity 0.25 m/s)

Распределение критерия нестационарности подтверждает наличие структурного дисбаланса в модели синтетического сосудистого протеза. На пике систолы максимальное число Уомерсли в синтетическом протезе достигает 62,7059, существенно превосходя показатели интактной аорты (Wo_{max}=25,8709) и биологического сосудистого протеза (Wo_{max}=29,5473). Аналогичный профиль сдвиговых волн прослеживается в течение всей систолы: при t=0,125 с значение Wo_{max} в модели синтетического протеза составляет 54,7792, в аорте – 24,0286, в биологическом сосудистом протезе – 27,1160 (рис. 4).

В терминальную фазу диастолы (t=0,75 с) в условиях минимального градиента давления происходит выравнивание частотных параметров. Высокие локальные значения Re и Wo в синтетическом протезе свидетельствуют

Репозиторий ГрГМУ

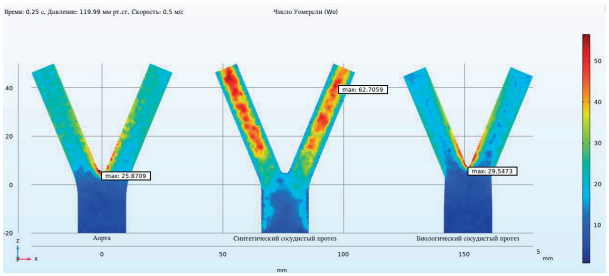


Рисунок 4 – Пространственное распределение числа Уомерсли в моделях нативной аорты, синтетического и биологического сосудистых протезов на пике систолы (t=0,25 с, давление – 119,99 мм рт. ст., скорость – 0,5 м/с)

Figure 4. – Spatial distribution of the Womersley number in the models of the native aorta, synthetic and biological vascular grafts at the peak of systole (t = 0.25 s, pressure 119.99 mmHg, velocity 0.5 m/s).

о жестком гидродинамическом ударе потока в зоне бифуркации и стенки браншей, что обусловлено геометрической и механической нелинейностью жесткой синтетической стенки по сравнению с податливыми нативными тканями. Биологический протез за счет сохранения естественной внутренней архитектоники и эластических свойств демонстрирует плавный профиль скоростей, минимизируя генерацию вторичных вихревых токов и пристеночных напряжений сдвига (рис. 5).

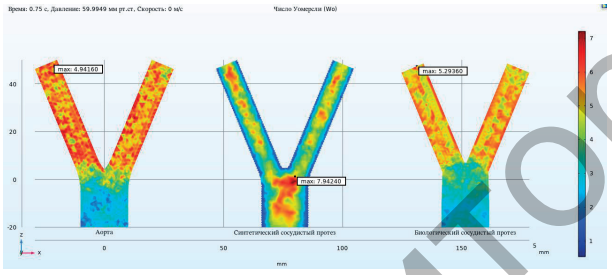


Рисунок 5 – Пространственное распределение числа Уомерсли в моделях нативной аорты, синтетического и биологического сосудистых протезов в терминальную фазу диастолы (t=0,75 с, давление – 59,99 мм рт. ст., скорость – 0 м/с)

Figure 5 – Spatial distribution of the Womersley number in the models of the native aorta, synthetic and biological vascular grafts during the terminal diastolic phase (t = 0.75 s, pressure 59.99 mmHg, velocity 0 m/s).

Анализ полей распределения чисел Рейнольдса и Уомерсли выявил гемодинамические различия между исследуемыми конфигурациями сосудистых протезов, обусловленные характером взаимодействия нестационарного потока с границами различной податливости. Выраженный скачок значения числа Рейнольдса в модели синтетического протеза в фазе систолического ускорения и его критическое возрастание на пике систолы свидетельствуют о дестабилизации потока. Локализации данного максимума в зоне бифуркации и начальных сегментов браншей указывает на то, что в условиях жесткой синтетической стенки кинетическая энергия пульсовой волны не демпфируется, а полностью трансформируется в избыточную скорость струи, вызывая жесткий гидродинамический удар. Напротив, в нативной аорте и в модели биологического протеза гидродинамический профиль сохраняет преимущественно ламинарный характер, что обусловлено соответствием упруго-эластических свойств и сохранением естественной архитектоники биопротеза и согласуется с современными концепциями численного моделирования и механики потоков в разветвлениях магистральных сосудов [3].

Распределение критерия нестационарности Уомерсли подтверждает наличие глубокого структурного дисбаланса, вносимого феноменом механического несоответствия стенок протеза и нативного русла, известного как compliance mismatch [4]. Достижение экстремальных значений числа Wo на протяжении всей фазы систолы в синтетическом протезе свидетельствует о значительном преобладании инерционных сил над вязкостными в пристеночной зоне. В терминах волновой биомеханики подобный профиль сдвиговых волн отражает резкое уплощение профиля скоростей и формирование ультратонкого гидродинамического пограничного слоя, где ядро потока совершает фазовые колебания относительно пульсаций давления практически независимо от пристеночной области. При переходе к фазе диастолического замедления данный дисбаланс манифестирует в виде сохранения высоких локальных градиентов скоростей в синтетической модели. В то же время в нативной аорте и биологическом протезе наблюдается своевременная стабилизация гидродинамических показателей.

В терминальную фазу диастолы в условиях минимального градиента давления регистрируется выравнивание частотных параметров во всех исследуемых моделях. Тем не менее регистрируемое в систолу и раннюю диастолу сочетание критически высоких локальных чисел Re и Wo в синтетическом протезе указывает на неблагоприятный биомеханический профиль. Формирование зон отрыва течения, вторичных вихревых токов и аномальных пристеночных напряжений сдвига выступает прямым триггером эндотелиальной дисфункции, активации каскада коагуляции и последующего развития гиперплазии неоинтимы в области анастомозов [5]. Способность биологического протеза воспроизводить физиологические параметры нативного сосуда во всех фазах сердечного цикла доказывает тот факт, что для обеспечения долгосрочной проходимости критически важно не только геометрическое повторение анатомии аорты, но и обеспечение программируемой податливости и эластичности стенки сосудистого графта, минимизирующей генерацию вихревых потоков крови.

Заключение

На основании результатов комплексного трехмерного численного моделирования нестационарного пульсирующего кровотока установлено, что биологические сосудистые проте-

Репозиторий ГрГМУ

зы обладают гемодинамическим и биомеханическим превосходством перед стандартными синтетическими аналогами. Физиологические характеристики кровотока в биологическом протезе во всех фазах сердечного цикла приближаются к таковым в интактной аорте. Ключевым фактором эффективности биопротеза выступает полное устранение механического несоответствия стенок и нативного русла. Соответствие упруго-эластических свойств и сохранение естественной архитектоники позволяют стенке биологического сосудистого протеза эффективно демпфировать кинетическую энергию пульсовой волны, что обеспечивает формирование сглаженного профиля скоростей, сохранение стабильного ламинарного характера потока и своевременную стабилизацию гидродинамических показателей при переходе к фазе диастолического замедления. Биологический сосудистый протез полностью нивелирует генерацию вторичных вихревых токов, зон отрыва течения и локального стаза, которые в синтетических моделях локализуются в области бифуркации и провоцируют выраженный гидродинамический удар. Минимизация аномальных пристеночных напряжений сдвига в биологическом графте исключает механическое повреждение форменных элементов крови, предотвращает развитие эндотелиальной дисфункции и гиперплазии неоинтимы в зоне анастомозов. Таким образом, оптимальная интеграция биологических протезов бифуркационного типа в магистральное русло обеспечивает высокую долгосрочную проходимость, что клинически ассоциировано с тромборезистентностью и минимизацией риска отдаленных осложнений.

Литература

1. Multiscale models of blood flow in the compliant aortic bifurcation / T. Dobroserdova, F. Liang, G. Panasenko, Y. Vassilevski // Appl Math Lett. – 2019. – Vol. 93. – P. 98-104. – doi: 10.1016/j.aml.2019.01.037.
2. Perioperative Advances in Repair of Abdominal Aortic Aneurysm: A Narrative Review of Strategies to Enhance Outcomes and Reduce Complications / M. K. Al-Ariki, A. I. Sidik, D. Ghosh [et al.] // Cureus. – 2025. – Vol. 17, № 4. – P. e83205. – doi: 10.7759/cureus.83205.
3. Hemodynamics and Wall Mechanics of Vascular Graft Failure / J. M. Szafron, E. E. Heng, J Boyd [et al.] // Arterioscler Thromb Vasc Biol. – 2024. – Vol. 44, № 5. – P. 1065-1085. – doi: 10.1161/ATVBAHA.123.318239.
4. Rovas, G. Design and computational optimization of compliance-matching aortic grafts / G. Rovas, V. Bikia, N. Stergiopulos // Front Bioeng Biotechnol. – 2023. – Vol. 11. – Art. 1179174. – doi: 10.3389/fbioe.2023.1179174.
5. Evaluating compliance in three-dimensional-printed polymeric vascular grafts compared to human arteries and commercial grafts in a mock circulation loop compliance in three-dimensional-printed polymeric vascular grafts / W. Hong, V. Tewari, H. Yu [et al.] // JVS Vasc Sci. – 2025. – Vol. 6. – Art. 100291. – doi: 10.1016/j.jvssci.2025.100291.

References

1. Dobroserdova T, Liang F, Panasenko G, Vassilevski Y. Multiscale models of blood flow in the compliant aortic bifurcation. *Appl Math Lett*. 2019;93:98-104. doi: 10.1016/j.aml.2019.01.037.
2. Al-Ariki MK, Sidik AI, Ghosh D, Hossain ML, Asadi R, Mishra R, Abuirayyeh AMA, Samnang E, Kairatuly MI, Uktamov DS, Soni S, Atadzhanov IIU. Perioperative Advances in Repair of Abdominal Aortic Aneurysm: A Narrative Review of Strategies to Enhance Outcomes and Reduce Complications. *Cureus*. 2025;17(4):e83205. doi: 10.7759/cureus.83205.
3. Szafron JM, Heng EE, Boyd J, Humphrey JD, Marsden AL. Hemodynamics and Wall Mechanics of Vascular Graft Failure. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2024;44(5):1065-1085. doi: 10.1161/ATVBAHA.123.318239.
4. Rovas G, Bikia V, Stergiopulos N. Design and computational optimization of compliance-matching aortic grafts. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023;11:1179174. doi: 10.3389/fbioe.2023.1179174.
5. Hong W, Tewari V, Yu H, Chen J, Sawchuk AP. Evaluating compliance in three-dimensional-printed polymeric vascular grafts compared to human arteries and commercial grafts in a mock circulation loop compliance in three-dimensional-printed polymeric vascular grafts. *JVS Vasc Sci*. 2025;6:100291. doi: 10.1016/j.jvssci.2025.100291.

BLOOD FLOW MODELING IN BIOLOGICAL AND SYNTHETIC BIFURCATED VASCULAR GRAFTS

H. A. Popel, I. A. Maiseyenka, K. H. Popel, A. A. Kavalenka

Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus

Background. Advanced computational fluid dynamics and fluid-structure interaction modeling offer powerful tools for the precise prediction of the biomechanical behavior of implantable medical devices. Assessing flow patterns and hydrodynamic pressure distribution in silico facilitates the validation of the hemodynamic features of vascular conduits during the pre-clinical phase. Understanding how vascular wall compliance modulates the transition of pulse wave kinetic energy into wall shear stress represents a critical challenge for the development and clinical translation of novel biocompatible grafts in vascular surgery.

Objective. To perform a comparative three-dimensional numerical analysis of unsteady pulsatile blood flow in the native aorta, as well as in synthetic and biological bifurcated vascular grafts, at different phases of the cardiac cycle.

Material and methods. Computational modeling was performed in ANSYS Fluent 2024 R1 by solving the 3D Navier-Stokes and continuity equations using fluid-structure interaction analysis. Three configurations were investigated: the native aorta, a synthetic graft (crimped polyethylene terephthalate), and a biological graft (bovine xenopericardium). Non-Newtonian blood behavior was captured using the Carreau-Yasuda and Casson models.

Репозиторий ГрГМУ

Results. During the systolic acceleration phase and at the peak of systole, the synthetic vascular graft demonstrated a critical increase in inertial forces, with Remax reaching 6078.06 and 7228.06, respectively. The highest values were localized at the bifurcation, indicating flow turbulization. Conversely, the native aorta and biological vascular graft of bovine xenopericardium preserved a predominantly laminar flow pattern, with peak systolic Re_{max} values of 2484.26 and 2286.88, respectively. The maximum Womersley number at peak systole in the synthetic graft reached 62.7059, significantly exceeding the values of the aorta (25.8709) and the biological vascular graft (29.5473).

Conclusion. The biological vascular graft exhibits distinct biomechanical advantages by eliminating the compliance mismatch between the conduit wall and the native arterial bed. It effectively dampens the kinetic energy of the pulse wave, minimizes wall shear stress anomalies, and prevents flow separation and formation of stasis zones, thereby reducing the risk of long-term thrombotic complications.

Keywords: *hemodynamics, mathematical modeling, biological vascular graft, synthetic vascular graft, aorta, bifurcation, Reynolds number, Womersley number, fluid-structure interaction modeling.*

For citation*: Popel HA, Maiseyenka IA, Popel KH, Kavalenka AA. Blood flow modeling in biological and synthetic bifurcated vascular grafts. Journal of the Grodno State Medical University. 2026;24(5):470-475. https://doi.org/10.25298/2221-8785-2026-24-5-470-475*

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Финансирование. Исследование проведено без спонсорской поддержки.
Financing. The study was performed without external funding.

Соответствие принципам этики. Исследование одобрено локальным этическим комитетом.
Conformity with the principles of ethics. The study was approved by the local ethics committee.

Об авторах / About the authors
*Попель Геннадий Адольфович / Popel Henadzi, e-mail: hpopel@mail.ru, ORCID: 0000-0002-1140-0806
Моисеенко Иван Александрович / Maiseyenka Ivan, ORCID: 0000-0001-5403-7464
Попель Константин Геннадьевич / Popel Konstantin, ORCID: 0009-0009-0469-7937
Коваленко Алексей Александрович / Kavalenka Alexei, ORCID: 0009-0007-4082-2155
** – автор, ответственный за переписку / corresponding author*

Поступила / Received: 10.07.2026 *Принята к публикации / Accepted for publication: 24.09.2026*

Репозиторий ГрГМУ