

Моделирование гемодинамики в сосудистом биопротезе

Онищенко П.С.^{*1,2}, Захаров Ю.Н.^{†1,3}, Борисов В.Г.^{‡1,3}, Клышников
К.Ю.^{§2}, Овчаренко Е.А.^{¶2}, Кудрявцева Ю.А.^{||2}, Шокин Ю.И.^{**1}

¹Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт
вычислительных технологий Сибирского отделения Российской академии наук,
Новосибирск, Россия

²Федеральное государственное бюджетное научное учреждение
«Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых
заболеваний», Кемерово, Россия

³Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего
образования «Кемеровский государственный университет», Кемерово, Россия

Аннотация. Изучение течения крови в сосудистых биопротезах представляет собой достаточно сложную задачу, так как форма внутренней поверхности биопротеза вариативна, ввиду ксеногенного происхождения. Из-за этого внутри сосудистого биопротеза могут возникать вихревые зоны. Кроме того, структура течения может содержать участки, где скорость течения является аномально высокой. Тем более трудно оценить характер течения при использовании этого сосудистого биопротеза в качестве шунта. В работе проведено численное сравнение течения крови в биопротезе, соединённым с основным сосудистым руслом способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок» (шунтирование) с учётом частоты сокращения сердца и величины артериального давления. Показано, что из-за нелинейности исходной геометрии биопротеза способ имплантации влияет на течение крови. Из-за этого возникают вихревые зоны и, при определенных комбинациях параметров, эффекты «отрыва» вихрей.

Ключевые слова: численное моделирование, гемодинамика, конец-в-конец, конец-в-бок, сосудистые биопротезы, OpenFOAM.

ВВЕДЕНИЕ

Проблема реваскуляризации сосудистого русла нижних конечностей в следствии атеросклеротических поражений обусловлена высокой распространенностью данной патологии и отсутствием «золотого стандарта» протезов, применяемых при данном типе вмешательств [1]. Протезирование несостоятельных участков артерий нижних конечностей может быть произведено с использованием различных материалов, в числе которых: имплантация протезов на основе полимерных соединений (синтетические графты) [2], либо протезов на основе биологической ткани (биопротезы) [3]. Особую

*onis.pavel@gmail.com

†zaxarovyn@yandex.ru

‡vborkuzbassnet@gmail.com

§Klyshnikovk@gmail.com

¶ov.eugene@gmail.com

||Jackie1970@mail.ru

**shokin@ict.nsc.ru

актуальность данная проблема принимает при операциях с использованием сосудистых ксеногенных биопротезов, вариативность геометрии которых может в значительной мере определить исход всей реконструкции [4]. Имплантация сосудистых протезов может производиться способом «конец-в-конец», то есть сосудистое русло образует прямой участок, либо «конец-в-бок», образуя дополнительное кровеносное русло [5]. Разработка и внедрение инструментов, позволяющих облегчить предоперационное планирование и прогнозирование функционирования, особенно в условиях, имитирующих гемодинамику конечного пациента, представляются перспективными как с научной, так и с прикладной точки зрения. При различных комбинациях частоты сокращения сердца (ЧСС) и артериального давления (АД) в ксеногенных биопротезах, ввиду вариативности их геометрии, возможно возникновение факторов, приводящих к тромбообразованию [4]. Подобные задачи могут быть решены численными методами, реализующие принцип компьютерного моделирования потоков жидкости в условиях геометрической нелинейности [6, 7].

Вопросам компьютерного моделирования течения крови в кровеносных сосудах и сосудистых протезах сложной конфигурации посвящено большое количество работ, отличающихся как выбором конкретного объекта моделирования, так и подходами к построению и исследованию модели. Так, например, некоторые авторы изучают двумерные модели течения в сосудах со стенозом и исследуют факторы, влияющие на процесс тромбообразования [8, 9, 10]. В работе автора Gaurav V. [11] рассмотрена двумерная модель шунта с гладкими стенками, однако такая модель не позволяет полностью описать течение крови и гемодинамические характеристики, если анализируются биопротезы. Авторы работ [12, 13, 14] исследуют гемодинамические аспекты течения в сосудах, бифуркациях и анастомозах с идеализированной трехмерной геометрией, однако такой подход позволяет получить только общий характер течения. В перечисленных выше работах используются современные пакеты прикладных программ в области гидродинамики и механики твердого тела (Simulia Abaqus, Simulia SolidWorks Simulation, ANSYS), которые получили широкое распространение в медицине [15, 16, 17]. В последнее время появляется все большее количество работ, посвященных моделированию течения в сосудах с геометрией, построенной на основе медицинских изображений реальных протезов или сосудов [18, 19, 20]. Аналогичный подход использован и в настоящей работе – геометрия моделируемого сосуда воспроизведена по результатам микро-компьютерной томографии клинических протезов.

Целью данной работы является сравнение гемодинамики в реальном сосудистом протезе при его имплантации способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок» при пациент-специфических комбинациях ЧСС и величины АД.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

1. Объект исследования

В настоящей работе проведены исследования течения крови в сосудистом биопротезе (рис. 1) «КемАнгиопротез» (ЗАО «НеоКор» г. Кемерово) [4] и шунте, образованном с помощью этого протеза в качестве обходного русла. Ксеногенные биопротезы, используемые для трансплантации сосудов, представляют собой обработанную диглицидиловым эфиром этиленгликоля [21] внутреннюю грудную артерию крупного рогатого скота. Этими протезами замещают проблемный (содержащий тромбы, стенозы, аневризмы) участок сосуда. Длина протеза может достигать до 75 см. При такой протяженности поражённого участка для его протезирования используют биопротезы, сшитые из нескольких (двух или трех) сегментов внутренней грудной артерии крупного рогатого скота подходящего диаметра. В местах соединения сегментов

возникают механические деформации, которые изменяют в целом геометрию протеза. Кроме того, артерии, как правило, содержат коллатерали – ответвления, которые изолируются шовным материалом, тем самым создавая дополнительные деформации. Модель сосудистого протеза была получена путем компьютерной реконструкции поперечных микротомографических срезов образцов биопротезов [23]. Как показано в работах [22, 24, 25] в крупных кровеносных сосудах течение крови можно моделировать системой уравнений Навье – Стокса, описывающей течение вязкой несжимаемой ньютоновской жидкости. Поскольку диаметр представленного протеза достигает величины 9.1 мм, то для описания течения крови в протезе, имплантированного способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок», будем использовать именно такую модель.

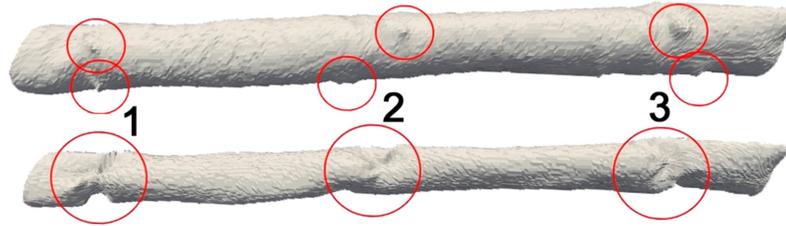


Рис. 1. Внешний вид и внутренняя оболочка протеза; группами кругов обозначены зоны стенозов на внутренней оболочке протеза и соответствующие группы коллатералей на внешней оболочке протеза.

Предполагается, что течение крови в протезе происходит слева направо. Цифрами на рисунке 1 обозначены соответствующие коллатерали на верхнем рисунке и места стенозов на нижнем.

2. Математическая модель

Областью решения для численного моделирования является внутренняя область биопротеза, имплантированного способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок». Сосудистое русло в обоих случаях (рис. 2) продлевали в проксимальном и дистальном направлениях с целью получения параллельного потока жидкости на входе и уменьшения влияния выхода на течение внутри биопротеза с обеих сторон. Область кровотока обозначается через Ω , входное и выходное сечения – через Γ_1 и Γ_2 , соответственно, боковая поверхность, включая закрытые концы участка поражённой артерии – через Γ_3 . Границы области Ω считаются жесткими.

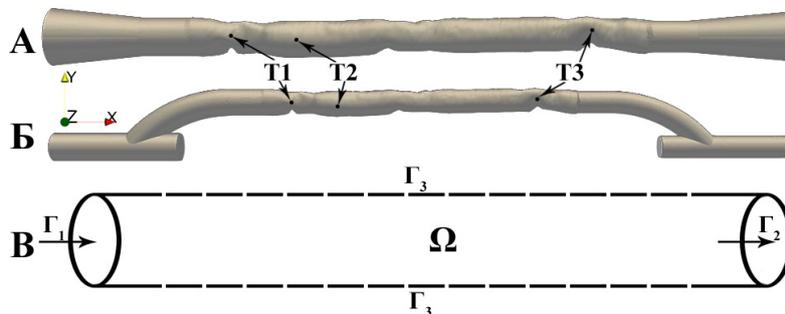


Рис. 2. Геометрия расчётной области соединения «конец-в-конец» (А), «конец-в-бок» (Б) и схематическое представление расчётной области (В).

Точками T1, T2, T3 на рисунке 2 обозначают места пересечения перпендикулярно проведенного оси OX сечения области решения. Далее, в центре параллельного оси

ОУ диаметра этого сечения будут измерены величины гемодинамических значений параметров течения.

Численные расчеты задачи (1) выполняются методом конечных объемов (Finite Volume), на тетраэдральных сетках Netgen [26] с числом узлов $N = 1.9 \cdot 10^5$ для «конец-в-конец» и $N = 4 \cdot 10^5$ для «конец-в-бок», построенных в Salome [27]. Решение сеточных уравнений проводится в программном комплексе OpenFoam [28] с помощью алгоритма PISO (Pressure-Implicit with Splitting of Operators) [29]. Для постпроцессинга и визуализации результатов численных расчетов используется программное средство ParaView [30]. Течение крови в Ω описывается трехмерными уравнениями Навье – Стокса для вязкой несжимаемой жидкости [31]:

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + (\vec{V} \cdot \nabla) \vec{V} = -\nabla p + \nabla \left(\nu \left(\nabla \vec{V} + (\nabla \vec{V})^T \right) \right) \quad (1)$$

$$\text{div}(\vec{V}) = 0$$

где $\vec{V} = \vec{V}(u, v, w)$ – вектор скорости течения, p – давление, $\nu = 3.5 \cdot 10^{-6}$ – кинематическая вязкость [26].

Боковые стенки сосудов считаются абсолютно жесткими и на них задаются нулевые значения скорости. На входной и выходной границах задаются значения давления, разность которых определяет движение крови. Для скорости на входной и выходной границах устанавливали условия параллельности потока оси сосуда. Создание нестационарного периодического течения жидкости осуществляли циклическим изменением разности давления на входе и выходе. На рисунке 3 приведен график разницы АД между $\Gamma_1 - \Gamma_2$, полученный с помощью Допплер-эхографии пациента П. (67 лет, мужчина), которому на базе Кардиохирургического отделения «НИИ Комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний» (Кемерово) в 2016 году было проведено бедренно-подколенное протезирование справа биопротезом «КемАнгиопротез». Такую форму кривой давления будем считать «нормальной», в состоянии покоя, без нагрузок. Граничное условие изменения давления на левой границе (входе) в зависимости от времени взято согласно графику (рис. 3) [14, 33, 34].

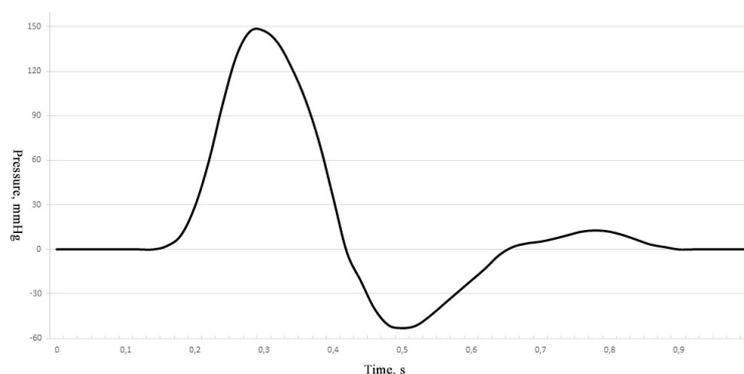


Рис. 3. График зависимости от времени разности АД между входом и выходом в сосудистый протез у пациента.

Заметим, что на построенном графике (см. рис. 3), присутствует зона отрицательной разности давления в интервале $0.42 < t < 0.64$, что характерно для течения крови в периферических артериях [35, 36].

Для моделирования режимов пульсаций график, изображенный на рисунке 3 сжимали по оси времени (ось абсцисс), а при увеличении или уменьшении давления растягивали и сжимали по оси ординат соответственно. У пациента П. «нормальное» давление равно

147.3 мм рт ст, оно соответствует гипертензии первого типа [37]. Увеличение давления на 33 % приводит к гипертензии третьей степени [38], а уменьшенное на 14 % – вводит в зону нормального давления [38]. Комбинацию «нормального» давления и 60 пульсаций в минуту будем называть состоянием покоя, повышенного на 33 % давления и 90 пульсаций в минуту – состоянием средних нагрузок, повышенного на 33 % и 120 пульсаций в минуту – состоянием повышенных нагрузок, для всех пульсаций давление, уменьшенное на 14 % будем называть «минимальные нагрузки».

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Сравнение картин течения в «конец-в-конец» и «конец-в-бок»

Далее приведены картины течения в различные моменты времени для состояния «покоя» в биопротезе, имплантированного способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок». Сечения в плоскости YZ взяты в моменты времени, когда в точке T1 достигается максимальная (0.276 секунды для «конец-в-конец», 0.346 секунды для «конец-в-бок») (рис. 4) и минимальная (0.6 секунды для «конец-в-конец» и «конец-в-бок») (рис. 5) скорость потока.

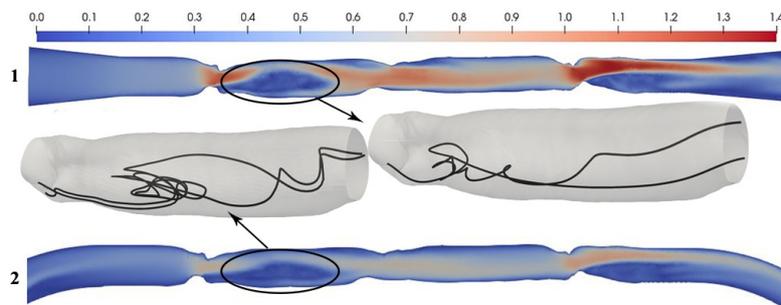


Рис. 4. Продольное сечение биопротеза, имплантированного способом «конец-в-конец» (1) и «конец-в-бок» (2) в состоянии покоя, когда достигается максимальная скорость. Вынесенные изображения показывают треки двух частиц.

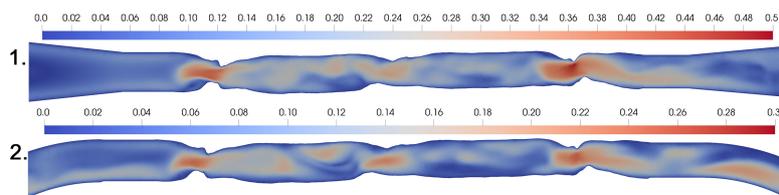


Рис. 5. Продольное сечение биопротеза, имплантированного способом «конец-в-конец» (1) и «конец-в-бок» (2) в момент диастолы, когда достигается минимальная скорость.

Проведённые расчёты показали:

1. при одинаковом давлении на входе, максимальная величина модуля скорости для течения в биопротезе имплантированного способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок» различна («конец-в-конец» – 1.1 м/с, «конец-в-бок» – 0.95 м/с, различие составляет 13 %);
2. в момент достижения максимальной скорости расчетной области течения, вихревая зона после первого сужения в случае шунта больше на 12 % (разница 0.4 см при длине вихревой зоны в случае «конец-в-конец» 2 см, а «конец-в-бок» – 2.4 см), чем в случае «конец-в-конец»;

3. в момент диастолы (рис. 5, $t = 0.488$ секунды для прямого сосуда и $t = 0.6$ секунды для «конец-в-бок») видно различие в величине скорости. Близкие профили скорости имеются в областях как сужений, так и верхней границы между первым и вторым сужением, где в обоих случаях присутствует завихрение. Вихревая зона после первого сужения увеличила размер по сравнению с имплантацией способом «конец-в-конец» и в обоих случаях занимает весь объем.

Течение в шунте отличается от течения в биопротезе, имплантированного способом «конец-в-конец», не только по величине модуля скорости на оси, но и по размерам вихревых, застойных зон и зон обратного течения в объеме сосуда (рис. 6).

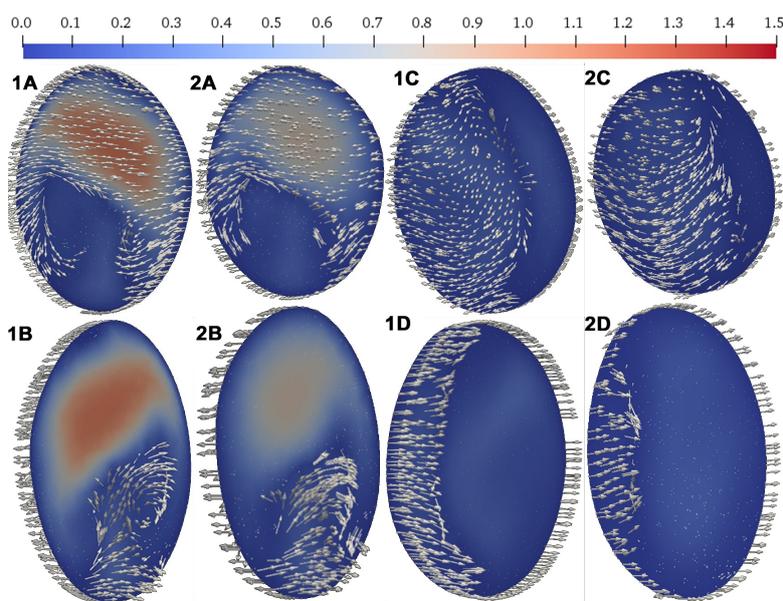


Рис. 6. Векторы скорости в поперечных сечениях в вихревых зонах после первого сужения для «конец-в-конец» (1) и «конец-в-бок» (2) (вид спереди (A, B) и сзади (C, D)) в состоянии «покоя» в момент достижения максимальной скорости (систола; A, B) и в момент скорости минимальна (диастола; C, D).

На рисунке 7 приведены графики скорости течения в точках T1, T2, T3 (обозначены на рис. 2). Как оказалось, практически всегда при большем давлении скорости течения крови в этих точках выше, чем при низком.

Так как в случае «нормального» давления и пульса течение в «конец-в-конец» и «конец-в-бок» различаются качественно и количественно, то для их более полноценного понимания необходимо провести исследование возникающего течения при различных значениях АД и ЧСС. На рисунке 7 приведены графики скорости в трех точках для состояния покоя и нагрузок.

Если обратить внимание на графики скорости (рис. 7) в T1 и T3, то они качественно близки, но различаются только амплитудой. Во второй точке видно, что в шунте в состоянии покоя происходит перестройка структуры потока, но в разное время и с разной интенсивностью. Так же стоит отметить, что в диастолической фазе (когда АД на Γ_1 меньше, чем на Γ_2) в случае «конец-в-конец» величина обратного течения всегда больше, чем в шунте.

Особенно важным фактором оценки качества протеза является возможность образования возвратного течения в полном анастомозе, т.к. такое вихревое течение может провоцировать образование тромбов [39, 40], например, в следствие увеличения пристеночного напряжения [41, 42]. Поэтому для выяснения возможности появления вихревых структур были проведены расчёты течения в шунте при различных ЧСС и

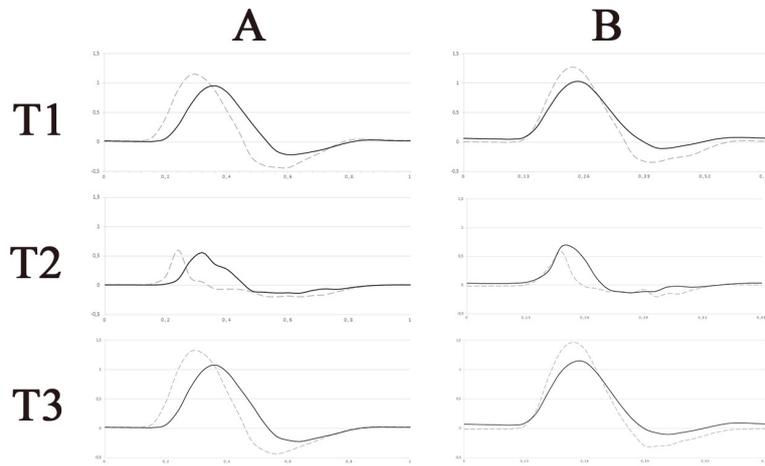


Рис. 7. Графики изменения компоненты скорости u в точках T1, T2, T3 для случая «конец-в-конец» (пунктирная линия) и «конец-в-бок» (сплошная линия) в состоянии покоя (А) и нагрузок (В). На оси абсцисс отмечено значение времени в секундах, оси ординат – величина скорости в м/с.

АД (рис. 8). По результатам численного моделирования оказалось, что в месте сужения протеза течение в T1 и T3 качественно близки и отличаются по величине модуля скорости только на 10 – 15 % в зависимости от давления и пульсаций, поэтому на рисунке 8 изображены графики изменения величины модуля скорости для течения крови в шунте с различными комбинациями АД-ЧСС только для T2 и T3.

Из графиков на рисунке 8 следует:

1. в точке T2 при ЧСС 60 ударов в минуту при «увеличенном» и «нормальном» АД в области $t = 0.4$ с имеется «всплеск» скорости, который отсутствует при ЧСС 90 и 120 ударов в минуту;
2. при ЧСС 90 и 120 ударов в минуту на всех трех графиках видно, что значение скорости меньше в пике, чем при ЧСС 60 ударов в минуту, это обусловлено меньшим временем одного сердечного сокращения и течение не успевает развиться, как в первом случае;
3. как следствие более низких скоростей (при ЧСС 60 ударов в минуту пиковое значение скорости при увеличенном на 33 % давлении на 12 % больше, чем при 90 ударов в минуту) в точке T2 отсутствует «всплеск» скоростей.

2. Течение в шунте

Важным, с точки зрения послеоперационных осложнений, в имплантации способом «конец-в-бок» являются места соединения обходного русла и основного сосуда, зоны анастомоза [34, 43, 44, 45].

На рисунках 9, 10 приведены треки частиц жидкости в зоне анастомоза в систоле и диастоле. Зоны анастомозов будем называть «входом» (рис. 9-1 и рис. 10-3) и «выходом» (рис. 9-2 и рис. 10-4).

Из рисунков 9, 10 можно сделать вывод:

1. при всех режимах в области «слепых» концов (в «тупике») всегда имеется вихреобразное течение, при этом на выходе из анастомоза вихри являются более интенсивными и занимают больший объём;

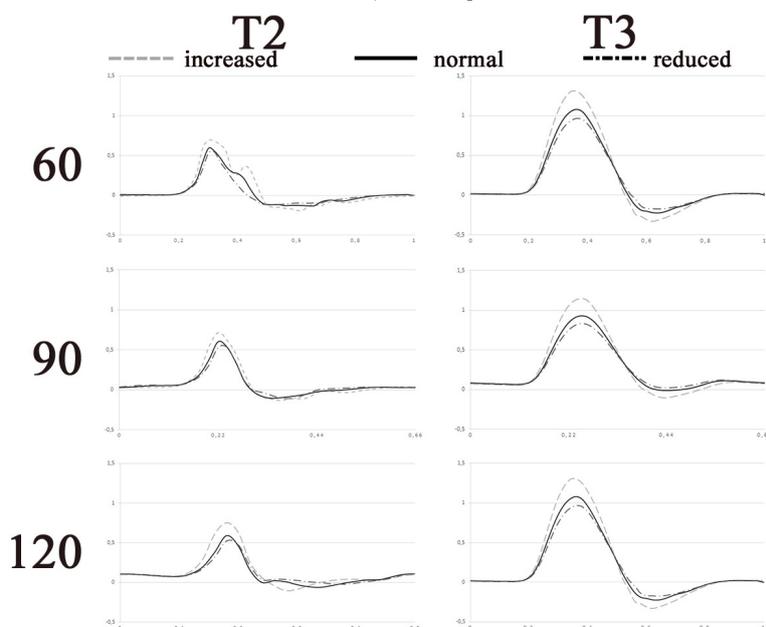


Рис. 8. Графики изменения компоненты скорости u в T2, T3 в шунте при ЧСС 60, 90 и 120 ударов в минуту при «нормальном» (сплошная линия), «повышенном» на 33 % (пунктирная линия) и «уменьшенном» на 14 % (штрихпунктирная линия) АД, соответственно. На оси абсцисс отмечено значение времени в секундах, на оси ординат – величина скорости в м/с.

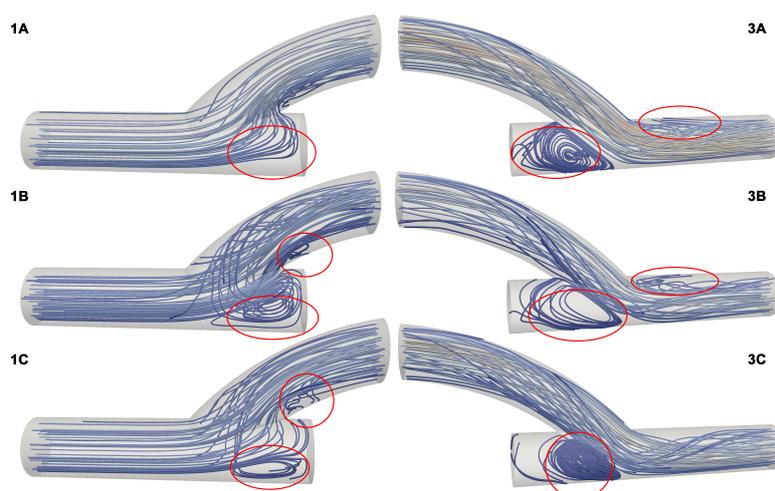


Рис. 9. Область «входа» (1) и «выхода» (3) при повышенном на 33 % (А), «нормальном» (В) и пониженном на 14 % (С) давлении при ЧСС 60 ударов в минуту в момент достижения максимальной скорости. Окружностями обозначены основные места различий.

2. повышение АД приводит к уменьшению зон вихревого течения на входе в анастомоз (например, различия 1А и 1В на рисунке 9);
3. в диастоле (минимальная скорость течения) спутанность течения всегда выше, чем в систоле (максимальная скорость течения).

3. ОБСУЖДЕНИЕ

1. Сравнение полученных результатов

Несмотря на то, что тема о развитии течения крови в шунте активно исследуется, эти работы в основном касаются модельных задач. При анализе использования реального

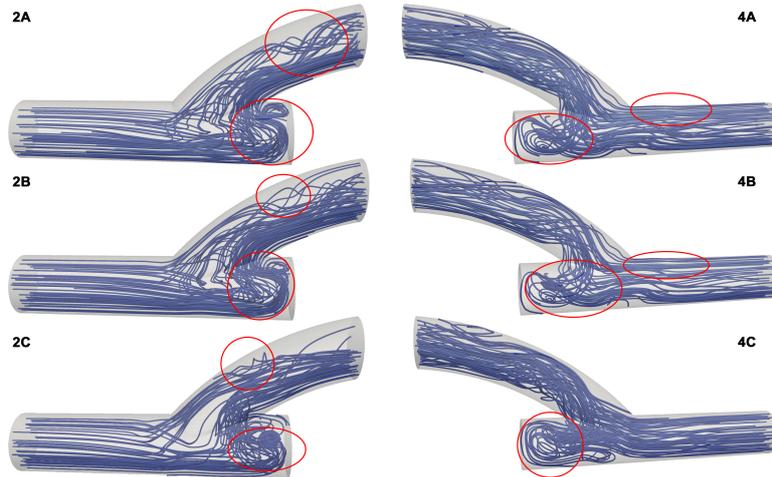


Рис. 10. Область «входа» (2) и «выхода» (4) при повышенном на 33 % (А), «нормальном» (В) и пониженном на 14 % (С) давлении при ЧСС 60 ударов в минуту в момент достижения минимальной скорости. Окружностями обозначены основные места различий.

биопротеза для шунтирования оказывается, что течение в областях анастомоза может быть существенно искажено по сравнению с использованием синтетического графта. Например, в работе [13] приводятся результаты расчётов стационарного течения именно такого случая, т.е. стенки шунта являются гладкими. На рисунке 11 показано сравнение результатов решения стационарной задачи о течении в шунте с использованием синтетического графта (1А – 3А) и решения рассматриваемой в настоящей работе нестационарной задачи в момент достижения максимальной скорости при «нормальном» давлении при 60 пульсациях в минуту с использованием реального биопротеза (1В – 3В). Видно, что на выходе из протеза: во-первых, течение стало несимметричным; во-вторых, вихревые зоны изменили конфигурацию. Так, на срезе 1В (рис. 11) видны вихревые зоны, которых нет в случае 1А, что говорит о более вытянутой вихревой зоне в «слепом» участке сосуда (угол присоединения выхода из шунта в обоих случаях равен 45 градусов). На срезе 3В вихревые зоны не так ярко выражены и находятся ниже, чем на срезе 3А. Так же на срезе 2В видно, что в верхней части присутствует зона с большей скоростью течения, чем на других двух срезах, что обусловлено тем, что после третьего сужения (точка 3 рис. 2) течение прижимается к верхней стенке (см. также рисунки 9, 10).

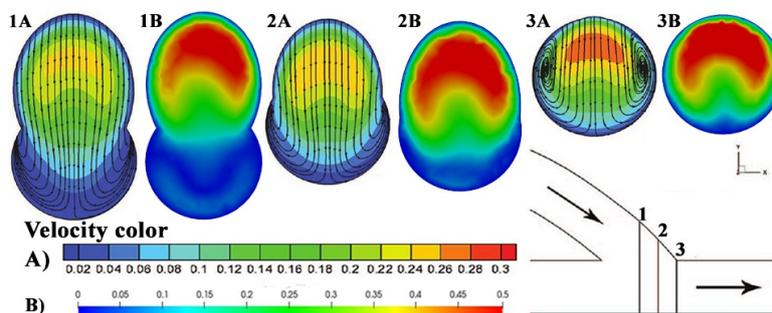


Рис. 11. 1А – 3А: линии тока из работы [13], полученных J. Wen и В1 – В3: проекция векторов скорости течения на сечения 1, 2, 3 на время $t = 0.346$ с, когда скорость максимальна при ЧСС 60 ударов в минуту при «нормальном» давлении, показанных в настоящей работе. Цветом обозначена интенсивность потока через сечение.

Если рассматривать нестационарное течение крови (в соответствии с изменением давления как на рисунке 3), то в приведённом выше примере течение крови в сечениях

1, 2, 3 существенно зависят от величины АД (см. рис. 12).

Из рисунка 12 следует, что возвратное течение является более интенсивным при «нормальном» давлении и, в этом случае, скорость у стенок выше чем при «уменьшенном» и «увеличенном» давлении. Эту разницу в скорости вблизи стенок сосуда можно объяснить тем, что при «уменьшенном» и «увеличенном» давлении большая часть тока жидкости проходит через центральную часть шунта.

Полученные результаты показали, что вследствие геометрической нелинейности исходного ксеногенного биопротеза, гемодинамика при имплантации способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок» различна, что говорит о необходимости исследования возникающих эффектов течения. Таким образом, при некоторых комбинациях ЧСС и АД могут возникать эффекты «отрыва» вихрей, что может запустить каскад значительно более опасных эффектов – тромбоз сосудистого русла. Так же были показаны зоны обратного течения, как в зонах после стенозов (вихревые зоны), так и во время диастолической фазы сердечного цикла.

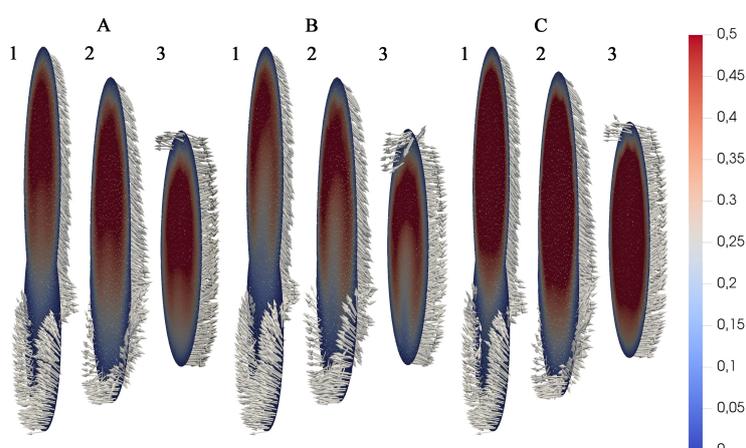


Рис. 12. Проекция векторов скорости течения (в м/сек) на сечения 1, 2, 3 при пониженном на 14 % (А), «нормальном» (В) и повышенном на 33 % (С) давлении при 60 пульсациях в минуту при достижении максимальной скорости.

Таким образом, использование в шунте биопротезов в качестве обходного русла существенно влияет на картину течения крови, по сравнению с использованием синтетических графтов.

2. Интерпретация полученных результатов

Полученные результаты показывают, что в исследуемом сосуде с увеличением давления при 60 пульсациях в минуту могут образовываться зоны нестационарного тока («отрыв» вихрей в вихревой зоне после первого сужения), что при дальнейшем увеличении скорости течения может привести к турбулизации тока крови, а это является одним из факторов образования тромбов [7, 42, 46] в следствии увеличения пристеночного напряжения. Аномально высокие (кратные) значения пристеночного напряжения включают механизм тромбообразования, связанный с фактором фон Виллебранда [42]. Явление «отрыва» вихрей можно наблюдать на графике сравнения продольной компоненты скорости (рис. 8 T2): после систолического пика на промежутке от 0.38 до 0.46 сек отсутствует постоянное убывание величины продольной компоненты скорости при повышенном давлении, при «нормальном» давлении тоже заметна тенденция к «отрыву» вихрей (на промежутке от 0.32 до 0.46 сек видно увеличение величины скорости тока). Таким образом, из полученных результатов можно сделать вывод, что чем меньше пульсаций в минуту и выше давление на вход, то тем больше

вихрей будет «срываться», и чем больше количество пульсаций в минуту, тем более безвихревым будет течение.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты показали, что вследствие геометрической нелинейности исходного ксеногенного биопротеза, гемодинамика при имплантации способом «конец-в-конец» и «конец-в-бок» различна, что говорит о необходимости исследования возникающих эффектов течения. Таким образом, при некоторых комбинациях ЧСС и АД могут возникать эффекты «отрыва» вихрей, что может запустить каскад значительно более опасных эффектов – тромбоз сосудистого русла. Так же были показаны зоны обратного течения, как в зонах после стенозов (вихревые зоны), так и во время диастолической фазы сердечного цикла

Работа выполнена в рамках фундаментальной темы НИИ КПССЗ № 0546-2019-0002 "Патогенетическое обоснование разработки имплантатов для сердечно-сосудистой хирургии на основе биосовместимых материалов, с реализацией пациентоориентированного подхода с использованием математического моделирования, тканевой инженерии и геномных предикторов" и внутреннего гранта Кемеровского государственного университета.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бокерия Л.А., Гудкова Р.Г., Милиевская Е.Б., Кудзоева З.Ф., Прянишников В.В. *Сердечно-сосудистая хирургия – 2016. Болезни и врожденные аномалии системы кровообращения*. М.: НМИЦССХ им. А.Н. Бакулева МЗ РФ, 2017.
2. Ravi S., Qu Z., Chaikof E.L. Polymeric Materials for Tissue Engineering of Arterial Substitutes. *Vascular*. 2009. V. 17. P. 45–54.
3. Töpel I., Uhl C., Ayx I. Steinbauer M. Xenografts in septic vascular surgery. *Gefasschirurgie*. 2016. V. 21. № 2. P. 55–58.
4. Klyshnikov K.U., Ovcharenko E.A., Borisov V.G., Sizova I.N., Burkov N.N., Batranin A.V., Kudryavtseva Y.A., Zaharov Yu.N., Shokin Yu.I. Modeling of the hemodynamics of vascular prostheses "KemAngiprotez" *in silico*. *Mathematical Biology and Bioinformatics*. 2017. V. 12. № 2. P. 559–569. doi: [10.17537/2017.12.559](https://doi.org/10.17537/2017.12.559)
5. Ballyk P.D., Walsh C., Butany J., Ojha M. Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses. *J. Biomech*. 1998. V. 31. P. 229–237.
6. Zonnebeld N., Huberts W., van Loon M.M., Delhaas T., Tordoir J.H.M. Preoperative computer simulation for planning of vascular access surgery in hemodialysis patients. *The Journal of Vascular Access*. 2017. V. 18. № 1. P. 118–124. doi: [10.5301/jva.5000661](https://doi.org/10.5301/jva.5000661)
7. Mohammadi H., Lessard S., Therasse E., Mongrain R., Soulez G. A Numerical Preoperative Planning Model to Predict Arterial Deformations in Endovascular Aortic Aneurysm Repair. *Annals of Biomedical Engineering*. 2018. V. 46. № 12. P. 2148–2161. doi: [10.1007/s10439-018-2093-8](https://doi.org/10.1007/s10439-018-2093-8)
8. Rukhlenko O.S., Dudchenko O.A., Zlobina K.E., Guria G.T. Mathematical Modeling of Intravascular Blood Coagulation under Wall Shear Stress. *PLoS ONE*. 2015. V. 10. № 7.
9. Schiller N.K., Franz T., Weerasekara N.S., Zilla P., Reddy B.D. A simple fluid-structure coupling algorithm for the study of the anastomotic mechanics of vascular grafts. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2010. V. 13. № 6. P. 773–781.
10. Fojas J., De Leon R., Carotid Artery Modeling Using the Navier-Stokes Equations for an Incompressible, Newtonian and Axisymmetric Flow. *APCBEE Procedia*. 2013. V. 7. P. 86–92.

11. Gaurav V., Katiyar V. Computational Study of Steady Blood Flow Simulation in a Complete Coronary Artery Bypass Anastomosis Model. *CJPAS*. 2007. V. 1. P. 103–109.
12. Yeow S.L., Leo H.L. Hemodynamic Study of Flow Remodeling Stent Graft for the Treatment of Highly Angulated Abdominal Aortic Aneurysm. *Comput. Math. Methods Med.* 2016. doi: [10.1155/2016/3830123](https://doi.org/10.1155/2016/3830123)
13. Wen J., Zheng T.H., Jiang W.T., Deng X.Y., Fan Y.B. A comparative study of helical-type and traditional-type artery bypass grafts: numerical simulation. *ASAIO J.* 2011. V. 57. № 5. P. 399–406. doi: [10.1097/MAT.0b013e3182246e0a](https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3182246e0a)
14. Pinto S., Doutel E., Campos J., Miranda J. Blood analog fluid flow in vessels with stenosis: Development of an openfoam code to simulate pulsatile flow and elasticity of the fluid. *APCBEE Procedia*. 2013. V. 7. P. 73–79. doi: [10.1016/j.apcbee.2013.08.015](https://doi.org/10.1016/j.apcbee.2013.08.015)
15. Lin C.-L., Srivastava A., Coffey D., Keefe D., Horner M., Swenson M., Erdman A. A System for Optimizing Medical Device Development Using Finite Element Analysis Predictions. *Journal of Medical Devices*. 2014. V. 8. № 2. P. 0209411–0209413. doi: [10.1115/1.4027096](https://doi.org/10.1115/1.4027096)
16. Morgan A.E., Pantoja J.L., Weinsaft J., Grossi E., Guccione J.M., Ge L., Ratcliffe M. Finite Element Modeling of Mitral Valve Repair. *J. Biomech. Eng.* 2016. V. 138. № 2. P. 0210091–0210098. doi: [10.1115/1.4032125](https://doi.org/10.1115/1.4032125)
17. Lee L.C., Ge L., Zhang Z., Pease M., Nikolic S.D., Mishra R., Guccione J.M. Patient-specific finite element modeling of the Cardiokinetix Parachute® device: Effects on left ventricular wall stress and function. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2014. V. 52. № 6. P. 557–566. doi: [10.1007/s11517-014-1159-5](https://doi.org/10.1007/s11517-014-1159-5)
18. Boyd A., Kuhn D., Lozowy R., Kulbisky G. Low wall shear stress predominates at sites of abdominal aortic aneurysm rupture. *Basic Research Study*. 2016. V. 63 № 6. P. 1613–1619. doi: [10.1016/j.jvs.2015.01.040](https://doi.org/10.1016/j.jvs.2015.01.040)
19. Gharahi H., Zambrano B., Zhu D., DeMarco K., Baek S. Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging. *Int. J. Adv. Eng. Sci. Appl. Math.* 2016. V. 8. № 1. P. 40–60. doi: [10.1007/s12572-016-0161-6](https://doi.org/10.1007/s12572-016-0161-6)
20. Geers A.J., Morales H.G., Larrabide I., Butakoff C., Bijlenga P., Frangi A.F. Wall shear stress at the initiation site of cerebral aneurysms. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2016. V. 16. P. 97–115. doi: [10.1007/s10237-016-0804-3](https://doi.org/10.1007/s10237-016-0804-3)
21. Бурков Н.Н., Кудрявцева Ю.А., Жучкова Е.А., Барбараш Л.С. Отдаленные результаты применения биопротезов «КемАнгиопротез», модифицированных низкомолекулярным гепарином, в инфраингвинальной позиции. *Медицина в Кузбассе*. 2016. Т. 1. № 1. С. 53–58.
22. Razzaq M., Turek S., Hron J., Acker J.F., Weichert F., Wagner M., Grunwald I.Q., Roth C., Romeike B.F. Numerical simulation of fluid-structure interaction with application to aneurysm hemodynamics. *Technical University, Fakultat fur Mathematik*. 2009.
23. Klyshnikov K.U., Ovcharenko E.A., Ganyukov V.I., Tarasov R.S., Kokov A.N., Barbarass L.S. Algorithm for Reconstructing a 3D Model of the Aortic Root Using Uniform Crushing of CT Images. *Современные технологии в медицине*. 2018. V. 10. № 4. P. 283–294. doi: [10.17691/stm2018.10.4.01](https://doi.org/10.17691/stm2018.10.4.01)
24. Caro C., Pedley T., Schroter R., Seed W., Parker K. *The Mechanics of the Circulation*. Cambridge: Cambridge University Press, 2011.
25. Ku D.N. Blood flow in arteries. *Annual Review of Fluid Mechanics*. 1997. V. 29. № 1. P. 399–434. doi: [10.1146/annurev.fluid.29.1.399](https://doi.org/10.1146/annurev.fluid.29.1.399)
26. Ferziger J.H., Perić M., Street R.L. *Computational Methods for Fluid Dynamics*. 3rd Ed. Berlin: Springer, 2001. doi: [10.1007/978-3-642-56026-2](https://doi.org/10.1007/978-3-642-56026-2)
27. SALOME, open source integration platform for numerical simulation. URL:

- <http://www.salome-platform.org/> (дата обращения: 26.01.2021).
28. The OpenFOAM Foundation. *OpenCFD, OpenFOAM user guide*. URL: <http://www.openfoam.org/> (дата обращения: 26.01.2021).
 29. Issa R.I. Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting. *Journal of Computational Physics*. 1985. V. 62. № 1. P. 40–65. doi: [10.1016/0021-9991\(86\)90099-9](https://doi.org/10.1016/0021-9991(86)90099-9)
 30. Ayachit U. *The ParaView Guide: A Parallel Visualization Application*. Kitware, Incorporated, 2015.
 31. Лойцянский Л.Г. *Механика жидкости и газа*. М.: Дрофа, 2003. 840 с.
 32. Vuono M.J., Krippes T., Kolkhorst F.W., Williams A.T., Cabrales P. Increases in core temperature counterbalance effects of hemoconcentration on blood viscosity during prolonged exercise in the heat. *Exp. Physiol.* 2016. V. 101. № 2. P. 332–342. doi: [10.1113/EP085504](https://doi.org/10.1113/EP085504)
 33. Totorean A.F., Bernad S.I., Hudrea I.C., Susan-Resiga R.F. Competitive flow and anastomosis angle influence on bypass hemodynamics in unsteady flow conditions. *AIP Conference Proceedings*. 2017. V. 1863. № 1. P. 030013. doi: [10.1063/1.4992166](https://doi.org/10.1063/1.4992166)
 34. Shintani Y., Iino K., Yamamoto Y., Kato H., Takemura H., Kiwata T. Analysis of Computational Fluid Dynamics and Particle Image Velocimetry Models of Distal-End Side-to-Side and End-to-Side Anastomoses for Coronary Artery Bypass Grafting in a Pulsatile Flow. *Circulation Journal*. 2017. V. 82. № 1. P. 110–117. doi: [10.1253/circj.CJ-17-0381](https://doi.org/10.1253/circj.CJ-17-0381)
 35. Olufsen M.S., Peskin C.S., Kim W.Y., Pedersen E.M., Nadim A., Larsen J. Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions. *Ann. Biomed. Eng.* 2000. V. 28. № 11. P. 1281–1299.
 36. Keshmiri A., Ruiz-Soler A., McElroy M., Kabinejadian F. Numerical investigation on the geometrical effects of novel graft designs for peripheral artery bypass surgery. *Procedia CIRP*. 2016. V. 49. P. 147–152. doi: [10.1016/j.procir.2015.11.005](https://doi.org/10.1016/j.procir.2015.11.005)
 37. Sanders J.S., Mark A.L., Ferguson D.W. Importance of aortic baroreflex in regulation of sympathetic responses during hypotension. Evidence from direct sympathetic nerve recordings in humans. *Circulation*. 1989. V. 79. № 1. P. 83–92.
 38. Freitag M.H., Vasani R.S. What is normal blood pressure? *Curr. Opin. Nephrol. Hypertens.* 2003. V. 12. № 3. P. 285–292.
 39. Di Achille P., Tellides G., Figueroa C.A., Humphrey J.D. A haemodynamic predictor of intraluminal thrombus formation in abdominal aortic aneurysms. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2014. V. 470. № 2172. P. 20140163. doi: [10.1016/j.procir.2015.11.005](https://doi.org/10.1016/j.procir.2015.11.005)
 40. Diamond S.L. Systems analysis of thrombus formation. *Circ. Res.* 2016. V. 118. № 9. P. 1348–1362. doi: [10.1161/CIRCRESAHA.115.306824](https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.115.306824)
 41. Casa L.D., Deaton D.H., Ku D.N. Role of high shear rate in thrombosis. *J. Vasc. Surg.* 2015. V. 61. № 4. P. 1068–1080. doi: [10.1016/j.jvs.2014.12.050](https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.12.050)
 42. Ruggeri Z.M. The role of von Willebrand factor in thrombus formation. *Thromb. Res.* 2007. V. 120. № 1. P. 5–9. doi: [10.1016/j.thromres.2007.03.011](https://doi.org/10.1016/j.thromres.2007.03.011)
 43. Hull J.E., Balakin B.V., Kellerman B.M., Wrolstad D.K. Computational fluid dynamic evaluation of the side-to-side anastomosis for arteriovenous fistula. *J. Vasc. Surg.* 2013. V. 58. № 1. P. 110–117. doi: [10.1016/j.jvs.2012.10.070](https://doi.org/10.1016/j.jvs.2012.10.070)
 44. de Andrade Silva J., Karam-Filho J., Borges C.C.H. Computational analysis of anastomotic angles by blood flow conditions in side-to-end radio-cephalic fistulae used in hemodialysis. *J. Biomed. Sc. Eng.* 2015. V. 8. № 03. P. 131–141. doi: [10.4236/jbise.2015.83013](https://doi.org/10.4236/jbise.2015.83013)
 45. Giordana S., Sherwin S.J., Peiró J., Doorly D.J., Crane J.S., Lee K.E., Cheshire N.J.,

Caro C.G. Local and global geometric influence on steady flow in distal anastomoses of peripheral bypass grafts. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2005. V. 127. № 7. P. 1087–1098. doi: [10.1115/1.2073507](https://doi.org/10.1115/1.2073507)

46. Rumbaut R.E., Thiagarajan P. Platelet-vessel wall interactions in hemostasis and thrombosis. *Synthesis Lectures on Integrated Systems Physiology: From Molecule to Function*. 2010. V. 2. № 1. P. 1–75. doi: [10.4199/C00007ED1V01Y201002ISP004](https://doi.org/10.4199/C00007ED1V01Y201002ISP004)

Рукопись поступила в редакцию 10.04.2020.

Переработанный вариант поступил 14.01.2021.

Дата опубликования 09.02.2021.

Mathematical Biology and Bioinformatics

2021. V. 16. № 1. P. 15–28. doi: [10.17537/2021.16.15](https://doi.org/10.17537/2021.16.15)

===== INFORMATION AND COMPUTER =====
===== TECHNOLOGIES IN BIOLOGY AND MEDICINE =====

Modeling of Hemodynamics in a Vascular Bioprosthesis

**Onishchenko P.^{*1,2}, Zakharov Yu.^{†1,3}, Borisov V.^{‡1,3}, Klyshnikov K.^{§2},
Ovcharenko E.^{¶2}, Kudravceva Yu.^{||2}, Shokin Yu.^{**1}**

¹*Institute of Computational Technologies of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, Novosibirsk, Russia*

²*Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, Russia*

³*Kemerovo State University, Kemerovo, Russia*

Abstract. The study of blood flow in vascular bioprostheses is a rather complicated task, since the shape of the inner surface of the bioprosthesis is variable, due to xenogenic origin. Because of this, vortex zones can occur inside the vascular bioprosthesis. In addition, the flow structure may contain sections where the flow velocity is abnormally high. It is all the more difficult to assess the nature of the course when using this vascular bioprosthesis as a shunt. A numerical comparison of the blood flow in a bioprosthesis connected to the main vascular bed using the «end-to-end» and «end-to-side» methods (bypass) taking into account the heart rate and blood pressure was performed. It is shown that, due to the nonlinearity of the initial bioprosthesis geometry, the implantation method affects the blood flow. Because of this, vortex zones arise and, with certain combinations of parameters, the effects of «separation» of vortices.

Key words: numerical modeling, hemodynamic, end-to-end, end-to-side, vascular bioprosthesis, OpenFOAM.