

О влиянии установки внутрисосудистого стента в бифуркацию коронарной артерии со стенозом на перераспределение в ней кровотока: эксперимент и моделирование

Р.А. Гайфутдинов¹, Ю.О. Куянова¹, Д.А. Хелимский², О.В. Крестьянинов²,
А.А. Тулупов^{1,3}, Д.В. Паршин¹

¹ Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН
630090, г. Новосибирск, пр. Академика Лаврентьева, 15

² Национальный медицинский исследовательский центр им. Академика Е.Н. Мешалкина
Минздрава России

630055, г. Новосибирск, ул. Речкуновская, 15

³ Институт «Международный томографический центр» СО РАН
630090, г. Новосибирск, ул. Институтская, 3а

Резюме

Ишемическая болезнь сердца является широко распространенной причиной смерти и инвалидизации в популяции. Стентирование коронарных артерий представляет собой один из наиболее распространенных способов устранения причины ишемии – стенозов коронарных артерий. В результате установки стента, как правило, происходит изменение угла сосудистой бифуркации, а также перераспределение объемного кровотока в системе коронарных артерий. Учитывая высокую вариабельность ветвистой ангиоархитектоники этих артерий, а также структуры их окружения, задача о предсказании конкретного перераспределения кровотока в этих артериях остается до сих пор не решенной; основными способами ее реализации является вычислительная и экспериментальная гемодинамика. **Материал и методы.** В данной работе в экспериментальном подходе исследовано влияние установки стента в модель стеноза коронарных артерий и выполнен анализ современного уровня осведомленности научного сообщества в этом вопросе. **Результаты и их обсуждение.** В ходе эксперимента показано, что пропускная способность модели увеличивается на 14 % по сравнению с моделью со стенозом, а перераспределение потоков в модели зависит не от диаметров, а от анатомии конкретной сосудистой сети. Данные проведенного математического моделирования в целом согласуются с результатами эксперимента до установки стента, когда коронарное дерево состоит из нескольких несущих ветвей, однако имеют количественные различия для дистальных ветвей модели коронарных артерий при наличии установленного стента. **Заключение.** Результаты работы могут быть использованы для накопления экспериментального массива данных о перестройке кровотока при ангиопластике и для верификации численной гемодинамики коронарных артерий при виртуальной установке в них стента для разрешения стеноза.

Ключевые слова: ишемическая болезнь сердца, ангиопластика, стеноз, коронарная бифуркация, ангиоархитектоника, экспериментальная гемодинамика, силиконовая модель сосудов.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда, грант № 20-71-10034 (<https://rscf.ru/project/20-71-10034/>). Работа Д.А. Хелимского и О.В. Крестьянинова выполнялась в рамках договора о сотрудничестве между Институтом гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН и Национальным медицинским исследовательским центром им. Академика Е.Н. Мешалкина Минздрава России.

Автор для переписки: Куянова Ю.О., e-mail: kuyanovaj@gmail.com

Для цитирования: Гайфутдинов Р.А., Куянова Ю.О., Хелимский Д.А., Крестьянинов О.В., Тулупов А.А., Паршин Д.В. О влиянии установки внутрисосудистого стента в бифуркацию коронарной артерии со стенозом на перераспределение в ней кровотока: эксперимент и моделирование. *Сибирский научный медицинский журнал*. 2024;44(1):23–31. doi: 10.18699/SSMJ20240103

Towards effects from stent implantation into coronary bifurcation stenosis: experiment and simulation

R.A. Gaifutdinov¹, Yu.O. Kuyanov¹, D.A. Khelimsky², O.V. Krestyaninov²,
A.A. Tulupov^{1,3}, D.V. Parshin¹

¹ Lavrentyev Institute of Hydrodynamics of SB RAS

630090, Novosibirsk, Akademika Lavrentieva ave., 15

² Meshalkin National Medical Research Center of Minzdrav of Russia

630055, Novosibirsk, Reshkunovskaya st., 15

³ International Tomography Center of SB RAS

630090, Novosibirsk, Institutskaya st., 3a

Abstract

Coronary artery disease is a widespread cause of death and disability in the population. Angioplasty of the coronary arteries is one of the most common methods of eliminating the cause of ischemia – stenosis of the coronary arteries. As a result of stent installation, a change in the angle of vascular bifurcation occurs usually, as well as a redistribution of volumetric blood flow in the coronary artery system. Considering the high variability of the branching angioarchitecture of these arteries, as well as the structure of their environment, the problem of predicting the specific redistribution of blood flow in these arteries remains unsolved; the main ways of its implementation are computational and experimental hemodynamics. **Material and methods.** This paper uses an experimental approach to explore the effect of stent placement in a model of coronary artery stenosis, and also provides an analysis of the current level of awareness of the scientific community on this issue. **Results and discussion.** The experiment showed that the throughput of the model increases by 14 % compared to the model with stenosis, and the redistribution of flows in the model depends not on diameters but on the anatomy of a particular vascular network. The data of the performed mathematical modeling are generally consistent with the results of the experiment before stent installation, when the coronary tree consists of several load-bearing branches, but have quantitative differences for the distal branches of the coronary artery model in the presence of an installed stent. **Conclusions.** The results of the work can be used to accumulate an experimental data array on the restructuring of blood flow during angioplasty, and can also be used to verify the numerical hemodynamics of the coronary arteries during the virtual installation of a stent in them to resolve stenosis.

Key words: coronary heart disease, angioplasty, stenosis, coronary bifurcation, angioarchitectonics, experimental hemodynamics, silicone model of blood vessels.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Financing. The study is supported by a grant from Russian Science Foundation 20-71-10034 (<https://rscf.ru/project/20-71-10034/>). The work of D.A. Khelimsky and O.V. Merozhinov was carried out within the Meshalkin National Medical Research Center of Minzdrav of Russia framework of a cooperation agreement between the Lavrentyev Institute of Hydrodynamics SB RAS and Meshalkin National Medical Research Center of Minzdrav of Russia.

Correspondence author: Kuyanov Yu.O., e-mail: kuyanovaj@gmail.com

Citation: Gaifutdinov R.A., Kuyanov Yu.O., Khelimsky D.A., Krestyaninov O.V., Tulupov A.A., Parshin D.V. Towards effects from stent implantation into coronary bifurcation stenosis: experiment and simulation. *Sibirskij nauchnyj medicinskij zhurnal = Siberian Scientific Medical Journal*. 2024;44(1):23–31. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20240103

Введение

Ишемическая болезнь сердца (ИБС), несмотря на значительные успехи современной медицины, остается ведущей причиной заболеваемости и смертности в развитых странах. Так, по данным ВОЗ смертность от сердечно-сосудистых заболеваний составляет 31 %, а на территории Российской Федерации этот показатель достигает 47 %, из которых на долю ИБС выпадает более половины всех случаев. При этом частота

встречаемости ИБС с возрастом увеличивается, составляя 10–20 % у лиц 65–74 лет [1], и сопровождается повышением частоты сопутствующей кардиальной патологии. Основной причиной ИБС является образование атеросклеротической бляшки, суживающей просвет артерии и приводящей к ишемии миокарда (дефициту снабжения кровью самого сердца). Коронарные сосуды образуют геометрически сложную разветвленную сеть, отличающуюся большой вариативностью

для различных пациентов и специфической гемодинамикой, отличной от той, которая имеет место в других сосудах. Это создает ряд проблем как при моделировании данной сети, так и при медицинском вмешательстве. При установке внутрисосудистых устройств отдельно остро встает вопрос о химической кинетике в области установки их на предмет возможного развития рестеноза артерий [2].

Бифуркация коронарных артерий является областью сосудистой системы, где наиболее часто формируются атеросклеротические бляшки [3]. При этом угол бифуркации между основным сосудом и боковой ветвью является одним из важнейших факторов, определяющих кровотоки и пристеночное напряжение сдвига, которые в свою очередь влияют на формирование и прогрессирование атеросклеротической бляшки [4, 5]. Кроме того, угол бифуркации не только определяет особенности атеросклеротического поражения в этой области, но также ассоциируется с более высокой частотой рестеноза или тромбоза стента [6]. Неблагоприятные результаты бифуркационного стентирования могут быть обусловлены такими факторами, как мальпозиция стента, деформация страт стента и увеличение площади низкого напряжения сдвига.

Предыдущие стендовые [7] и клинические исследования [8] изучали влияние угла бифуркации на гемодинамические показатели и клинические результаты. Однако в настоящее время существуют противоречивые данные относительно взаимосвязи угла бифуркации, гемодинамических изменений и клинических результатов.

Материал и методы

Гидродинамический эксперимент

В настоящей работе нами использован экспериментальный подход с использованием гидродинамического стенда, в состав которого входят насос, обеспечивающий пульсирующий поток с заданной частотой («ВіомарМед», Россия), силиконовая анатомическая модель коронарных артерий («ВіомарМед»), которая помещена в желатиновый матрикс, система самотока с регулируемыми клапанами, гибкой гидроподводкой и измерительными емкостями, ультразвуковой комплекс Logic V2 (GE, США) с линейным датчиком (частота сканирования 7 МГц) (рис. 1).

Насос обеспечивал подачу жидкости в модель с анатомическим профилем типа кардиоиды, заданным производителем, использовалась частота 1 Гц. В качестве флюида-носителя в гидродина-

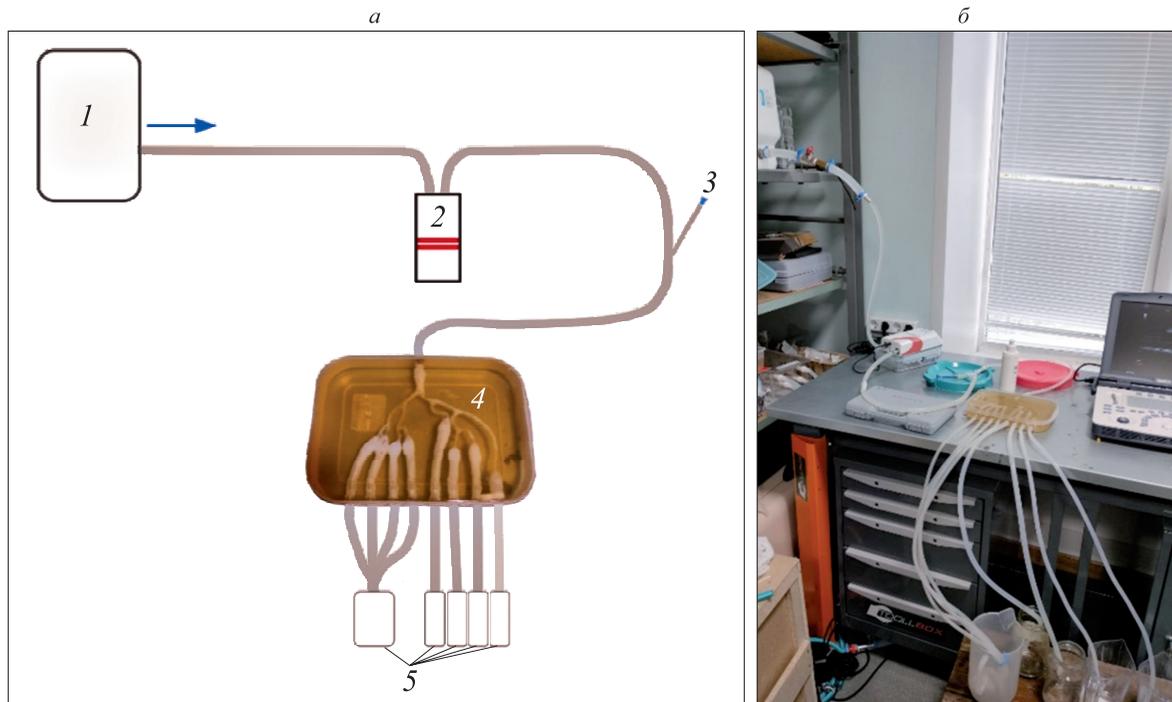


Рис. 1. Гидродинамический стенд. а – принципиальная схема: 1 – бак для жидкости, синей стрелкой указано направление течения флюида, 2 – насос, 3 – катетер проводниковый, 4 – силиконовая анатомическая модель коронарных артерий, 5 – измерительные емкости для выходов; б – натурный вид

Fig. 1. Hydrodynamic stand. а – schematic diagram: 1 – fluid tank, blue arrow indicates the direction of fluid flow, 2 – pump, 3 – guide catheter, 4 – silicone anatomical model of the coronary arteries, 5 – measuring capacitances for outputs; б – full-scale view

мической системе использовалась смесь воды и глицерина комнатной температуры (25 °С) в соотношении по объему 55 % воды и 45 % глицерина, что требовалось для достижения вязкости, равной вязкости крови 4 мПа × с [9]. Желатиновый матрикс обеспечивал поддержку модели и имитацию окружения сосудов, которое позволяет выполнять УЗИ для оценки изменения просвета сосудов и их гидродинамики. Использование желатина в качестве окружения для модели сосудов является адекватной и распространенной практикой [10].

Объемный расход для насоса был постоянным и составлял около 1475 мл/мин. Поскольку целевой оцениваемой характеристикой являлся объемный расход, пропускаемый через ветви модели артерий, для достижения этой цели в целом подходит стационарное моделирование кровотока (численное или лабораторное) [11].

Внутрисосудистое вмешательство

Для устранения заданного дефекта типа стеноза коронарной артерии использовались: платиново-хромовый коронарный стент, фиксированный на баллонном катетере, диаметром 3 мм и длиной 18 мм; коронарный проводник с гидрофильным покрытием диаметром 0,014 дюйма, длиной 190 см; проводниковый катетер для доставки стента с внутренним диаметром 2 мм; устройство для раздувания баллонных катетеров в виде шприца-индефлятора с манометром и гибкой соединительной линией с вращающимся адаптером Луер на конце. Имплантация стента выполнялась путем продвижения последнего по коронарному проводнику к месту стеноза (суже-

ния) и последующим раздуванием давлением 20 атм (рис. 2).

Методика измерений

Измерение просвета выполнялось с помощью УЗИ-датчика в В-режиме до и после установки стента. Диаметр просвета после установки стента в точности соответствовал размеру стента и был равен 3 мм (рис. 3). Измерение среднего расхода через выходы из силиконовой модели сосудов коронарных артерий проводилось путем двух последовательных измерений протекшего за 1 мин флюида и их усреднения. Отклонение в результатах последовательных измерений не превышало 5 %. Измерение углов между участками сосудов модели проводилось относительно изменения углов между центральными линиями этих сосудов. Угол после установки стента оценивался после повторной заливки желатинового матрикса, окружающего сосуды.

Математическое моделирование

На основе геометрии силиконовой анатомической модели выполнены численные расчеты с использованием гидравлической модели ламинарного потока вязкой несжимаемой жидкости [12]. Подобные модели являются золотым стандартом и входят в различное радиологическое программное обеспечение для вычисления текущего и прогнозируемого фракционного резерва кровотока [13]. Расход в данной модели задается формулой Пуазейля:

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\mu l} \Delta p \quad , \quad (1)$$

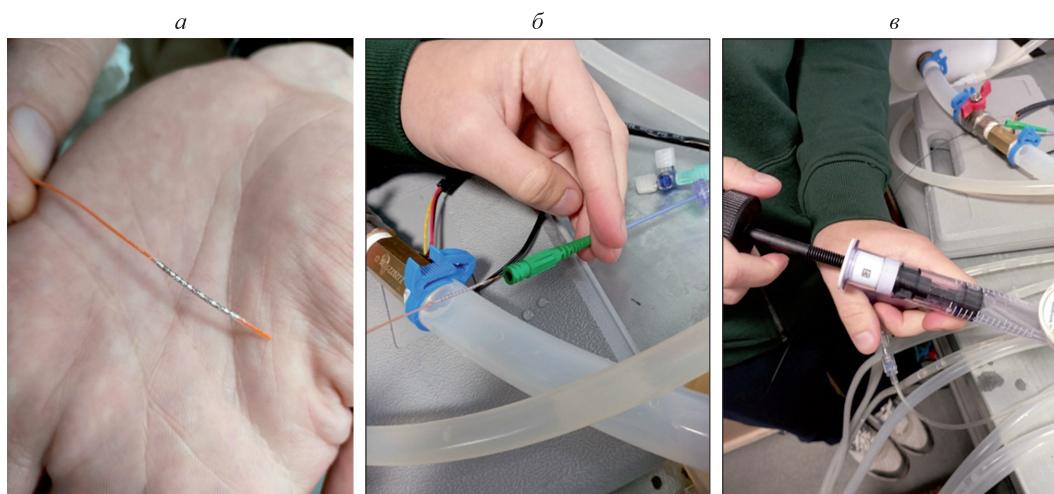


Рис. 2. Эндососудистый инструмент и расходный материал, использованный для выполнения исследования: коронарный платиново-хромовый стент (а), катетер проводниковый (в гидродинамической системе) (б), индефлятор (в)

Fig. 2. Endovascular instrument and consumables used to perform the study: coronary platinum-chromium stent (а), guide catheter (in a hydrodynamic system) (б), inflator (в)

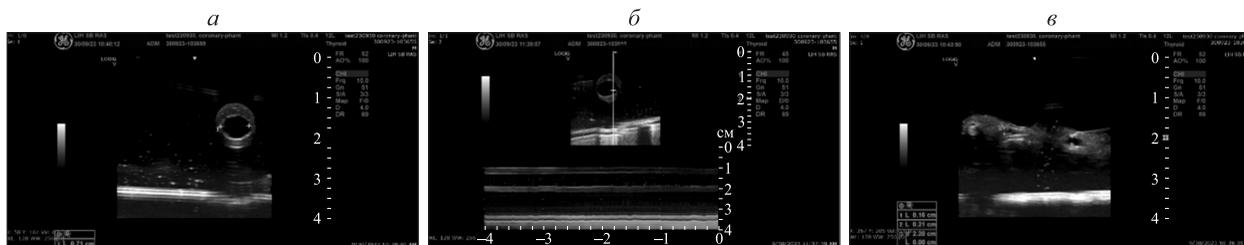


Рис. 3. Геометрические характеристики области течения: сечение материнской артерии ортогонально оси сосуда (а), левой (здоровой) дочерней ветки ортогонально оси сосуда (б) и правой (пораженной стенозом) дочерней ветки вдоль оси сосуда (в)

Fig. 3. Geometric characteristics of the flow area: section of the mother artery orthogonal to the axis of the vessel (a), section of the left (healthy) daughter branch orthogonal to the axis of the vessel (б) and section of the right (affected by stenosis) daughter branch along the axis of the vessel (в)

где R – радиус трубки; l – длина трубки; μ – динамическая вязкость крови; Δp – перепад давления. В точке ветвления такой модели ставятся условия равенств расходов и неразрывности давления:

$$Q_0 = Q_1 + Q_2, [P] = 0, \quad (2)$$

где Q_0 – несущий сосуд; Q_1, Q_2 – дочерние сосуды.

Программа, вычисляющая распределения расходов в здоровую и стенозированную ветку на основе представленной модели, реализована на языке Python. На вход в конфигурацию подавался объемный расход согласно экспериментальным данным. Длины и радиусы трубок расчетной области соответствуют геометрии сосудов в силиконовой модели.

Результаты

Гидродинамические изменения

В результате установки стента в модель коронарных артерий со стенозом визуально отмечено изменение угла бифуркации с установленным на ней стентом. При этом изменение угла на бифуркации составило не более 1° , в то время как изменения углов отдельных дистальных участков модели сосудистой сети достигли почти 6° .

В ходе исследования обнаружено, что перераспределение течения после установки стента в стенозированный участок модели сосудистой сети происходит существенно нелинейно. Так, если изначально расходы через выходы 5 (см. рис. 1) составляли в среднем 1150, 12,5, 17,5, 5 и 200 мл/мин, то после установки стента – соответственно 1005, 85, 115, 75, 300 мл/мин. Это говорит не только об изменении перераспределения кровотока на той бифуркации, которая прилежала к зоне ангиопластики, но и о диспропорциональном (относительно радиуса) перераспределении потока на более дистальных бифуркациях, следующих за установленным стентом. Таким образом, объемный расход не просто перераспределился, но в результате изменения углов и диаметра одной из дочерних ветвей сопротивление на бифуркации изменилось, в результате чего общая пропускная способность модели при том же самом давлении составила примерно на 14 % больше.

Результаты математического моделирования

Для валидации результатов математического моделирования с экспериментом проведено сравнение радиусов сосудов анатомической модели с



Рис. 4. Углы отхождения дочерних ветвей коронарной артерии до (а) и после установки стента (б)

Fig. 4. Discharge angles of origin of the daughter branches of the coronary artery before (a) and after stent installation (б)

Показатель закона Мюррея (n), фактическое (r_0^n) и предсказанное значение радиуса материнской ветви при заданном показателе закона Мюррея

Murray's law exponent (n), actual (r_0^n) and predicted value of the radius of the parent branch for a given Murray's law exponent

n	r_0^n	$r_1^n + r_2^n$
4,9 [15]	0,6	0,07
2,7 [16]	0,75	0,31
1,7	0,83	0,6
1,2	0,88	0,87
1,1	0,89	0,93

радиусами, которые соответствуют закону Мюррея распределения потоков на бифуркации с различными показателями [14] (таблица). Как видно из таблицы, наилучшим приближением обладает степень 1,2. Нами обнаружено, что показатель 1,7 оптимально соответствует параметрам бифуркации аорты у пациентов с аневризматическими и атеросклеротическими поражениями аорты и подвздошных артерий [17].

Анализ результатов моделирования показывает, что гидравлическая модель хорошо аппроксимирует распределение потоков в случае, когда ветвистость дерева сосудов не выражена ярко (до установки стента, см. выше данные расходов). После установки стента происходит существенное перераспределение потоков, что значительно увеличивает ветвистость дерева сосудов и, как следствие, вызывает рост ошибки в вычислении распределения потоков, поскольку в формуле (1) не учитываются углы отхождения сосудов, хотя существуют работы, в которых представлена связь закона Мюррея и угла бифуркации [18].

Обсуждение

Отметим, что результаты, подобные полученным, являются предметом научного интереса множества исследователей. Так, в работе [19] удалось количественно определить изменения геометрии сосудов вследствие внутричерепной установки стента и оценить его потенциальное влияние на гемодинамику. Для этого были проанализированы данные визуализации пациентов с аневризмами передней соединительной артерии с широкой шейкой, проходивших лечение с помощью стентирования. Угол бифуркации сегментов A1, A2 рассчитывали для определения точного изменения угла после установки стента. У 20 обследованных стент вызывал отчетливое изменение геометрии материнского сосуда, а из-

менение сосудистого угла, связанное со стентом, колебалось от 7,60 до 74,88° (в среднем 29,95°). В 50 % случаях угол изменился более чем на 30°. В работе [20] авторы также говорят о том, что изменения геометрии сосудов играют важную роль в реканализации аневризмы. Показано, что более крупные аневризмы и последующее изменение угла менее чем на 30° были независимыми предикторами реканализации аневризм, расположенных на мелких артериях. В исследовании [21] использовалось 3D- и гидродинамическое моделирование для проектирования и оценки нового стента с локально увеличенным сегментом путем изменения пропорций и длины увеличенной площади поверхности на основе уравнения Бернулли. В качестве оптимизированной конструкции выбран стент с увеличением площади поверхности на 10 % и длиной в три сгиба диаметра стента. При использовании данной конструкции по результатам моделирования среднее давление на боковых ветвях возросло на 43,6 %, что способствует адекватному кровоснабжению нижестоящих органов. Кроме того, среднее напряжение сдвига стенки на боковых стенках увеличилось на 9,2 %, на стенке артерии – снизилось на 14,1 %.

Помимо моментального влияния стента, большой интерес представляют отложенные гемодинамические изменения. Так, в работе [22] авторы исследовали влияние угла изгиба при поражениях коронарных артерий на проходимость стента в отдаленном периоде. Анализ показал, что изменение естественного извилистого хода коронарных сосудов при имплантации стента с уменьшением угла изгиба коронарных артерий является потенциально основным фактором, способствующим несостоятельности стентированного сегмента. Анализ результатов лечения пациентов с единичными поражениями в нативных коронарных артериях показал, что использование биорезорбируемого сосудистого каркаса вызывает меньшее изменение угла коронарной артерии [23]. Схожий результат продемонстрирован в работе [24], где установлено, что изменение естественного извилистого хода коронарных сосудов в результате имплантации стента может повлиять на клинический долгосрочный прогноз, поскольку уменьшение угла изгиба коронарных артерий потенциально является основным фактором, влияющим на рестеноз после имплантации стента. Учитывая высокую вариабельность ангиоархитектоники коронарных сосудов, представляет интерес то, насколько существенные изменения в ней происходят при установке стента. Так, группа исследователей проверяла взаимосвязь между трехмерными параметрами целевых сегментов коронарной артерии и рестенозом после имплан-

тации стента [25]. Достоверные отрицательные корреляции были обнаружены в случаях углов изгиба проксимального или дистального края. Углы изгиба краев до стента менее 7° часто увеличивались после имплантации стента, тогда как при более высоких исходных значениях они обычно уменьшались. Кроме того, показано, что изменения углов краев стента после его имплантации коррелируют с исходными углами локального изгиба. Использование стентов с более тонкими стратами, минимально изменяющими естественные изгибы коронарных артерий, может снизить частоту рестеноза в отдаленном периоде.

Принимая во внимание результаты настоящей работы, правильным видится проведение большего числа подобных экспериментов как с анатомическими моделями, так и более стандартизированными для выявления общих эффектов. Однако, поскольку изготовление подобных моделей требует определенного времени и существенных финансовых ресурсов, довольно сложно ожидать значительные серии экспериментов, а извлечение стента с большой долей вероятности приведет к повреждению искусственной стенки сосуда, что сделает модель непригодной для дальнейших исследований. Решением этого вопроса видится в проведении численных экспериментов, которые, однако, нуждаются в верификации с экспериментами, аналогичными выполненным в настоящей работе. Кроме того, важно оценить влияние сочетания различных углов и различной жесткости сосудов, что в реальной ситуации соответствовало бы различным гистоморфологическим характеристикам атеросклеротических бляшек, однако известно множество проблем достижения унифицированных свойств полимерных материалов, таких как различные характеристики компонентов смеси (даже в зависимости от производителя), факторы транспортировки и хранения и даже факторы старения подобных материалов [26]. Большой интерес представляет учет углов бифуркации и перераспределения потоков в случае сочетанных патологий, таких как артериальная гипертензия [27]. Учитывая, что угол сосудистой бифуркации существенным образом определяет гемодинамику в дочерних ветвях, его влияние существенно и при определении структуры тромба, которое вместо проведения внутрисосудистого УЗИ [28] или оптической когерентной томографии [29] можно было бы выполнять с помощью математического моделирования [30].

Заключение

В работе выполнено экспериментальное моделирование установки стента в силиконовую

анатомическую модель сосудов коронарных артерий с разрешением в ней стеноза. В результате проведенной манипуляции показано существенное нелинейное перераспределение потока в дистальных сегментах модели относительно места расположения стеноза, а также изменение угла основной бифуркации (наиболее крупных артерий) под воздействием стента и в совокупности сопротивления модели, в результате чего общий объем пропускаемого потока увеличился примерно на 14 %. Результаты проведенного математического моделирования качественно согласуются с результатами эксперимента, однако при возникновении ощутимых потоков через сеть коронарных сосудов со сложной анатомической ангиоархитектоникой предсказательная способность таких простых моделей, как гидравлическая стационарная, снижается для дистальных ветвей коронарного дерева сосудов, что заставляет разрабатывать для предсказания фракционного резерва кровотока новые модели. Полученные результаты могут быть интересны для дальнейшей экспериментальной работы по оценке изменения гемодинамики сети коронарных сосудов после установки стента при множественном поражении коронарного дерева, а также при различных анатомических особенностях коронарных артерий.

Список литературы / References

1. Mozaffarian D., Benjamin E.J., Go A.S., Arnett D.K., Blaha M.J., Cushman M., de Ferranti S., Després J.P., Fullerton H.J., Howard V.J., ... American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. Heart disease and stroke statistics – 2015 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2015;131(4):e29–322. doi: 10.1161/CIR.000000000000152
2. Liu X., Wang M., Zhang N., Fan Z., Fan Y., Deng X. Effects of endothelium, stent design and deployment on the nitric oxide transport in stented artery: a potential role in stent restenosis and thrombosis. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2015;53(5):427–439. doi: 10.1007/s11517-015-1250-6
3. Botas J. Bifurcation lesions: the last great frontier for coronary interventions. *Rev. Esp. Cardiol.* 2008;61(9):911–913. doi: 10.1016/S1885-5857(08)60249-2
4. Eshtehardi P., McDaniel M.C., Suo J., Dhanwan S.S., Timmins L.H., Binongo J.N., Golub L.J., Corban M.T., Finn A.V., Oshinski J.N., Quyyumi A.A., Giddens D.P., Samady H. Association of coronary wall shear stress with atherosclerotic plaque burden, composition, and distribution in patients with coronary artery disease. *J. Am. Heart Assoc.* 2012;1(4):e002543. doi: 10.1161/JAHA.112.002543

5. Shishikura D., Sidharta S.L., Honda S., Takata K., Kim S.W., Andrews J., Montarello N., Delacroix S., Baillie T., Worthley M.I., Psaltis P.J., Nicholls St.J. The relationship between segmental wall shear stress and lipid core plaque derived from near-infrared spectroscopy. *Atherosclerosis*. 2018;275:68–73. doi: 10.1016/j.atherosclerosis.2018.04.022
6. Geerlings-Batt J., Sun Z. Evaluation of the relationship between left coronary artery bifurcation angle and coronary artery disease: a systematic review. *J. Clin. Med.* 2022; 11(17):5143. doi: 10.3390/jcm11175143
7. Feng J., Wang N., Wang Y., Tang X., Yuan J. Haemodynamic mechanism of formation and distribution of coronary atherosclerosis: A lesion-specific model. *Proc. Inst. Mech. Eng. H*. 2020;234(11):1187–1196. doi: 10.1177/0954411920947972
8. Murasato Y., Meno K., Mori T., Tanenaka K. Impact of coronary bifurcation angle on the pathogenesis of atherosclerosis and clinical outcome of coronary bifurcation intervention-A scoping review. *PLoS One*. 2022;17(8):e0273157. doi: 10.1371/journal.pone.0273157
9. Baskurt O.K., Hardeman M.R., Rampling M.W., Meiselman H.J. Handbook of hemorheology and hemodynamics biomedical and health research. IOSPress, 2007. 468 p.
10. Chen R., Wang B., Liu Y., He J., Lin R., Li D. Gelatin-based perfusable, endothelial carotid artery model for the study of atherosclerosis. *Biomed. Eng. Online*. 2019;18(1):87. doi: 10.1186/s12938-019-0706-6
11. Geers A.J., Larrabide I., Morales H.G., Frangi A.F. Approximating hemodynamics of cerebral aneurysms with steady flow simulations. *J. Biomech.* 2014;47(1):178–185. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.033
12. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. М.: Мир, 1981. 624 с.
- Caro K., Pedley T., Schroter R., Seed U. Circulatory mechanics. Moscow: Mir, 1981. 624 p. [In Russian].
13. Hu X., Liu X., Wang H., Xu L., Wu P., Zhang W., Niu Zh., Zhang L., Gao Q. A novel physics-based model for fast computation of blood flow in coronary arteries. *Biomed. Eng. OnLine*. 2023;22(1):56. doi: 10.1186/s12938-023-01121-y
14. Taylor D.J., Feher J., Halliday I., Hose D.R., Gosling R., Aubiniere-Robb L., van 't Veer M., Keulards D., Tonino P.A.L., Rochette M., Gunn J., Morris P.D. Refining our understanding of the flow through coronary artery branches; revisiting Murray's law in human epicardial coronary arteries. *Front. Physiol.* 2022;13:871912. doi: 10.3389/fphys.2022.871912
15. Schoenenberger A.W., Urbanek N., Toggweiler S., Seelos R., Jamshidi P., Resink Th.J., Erne P. Deviation from Murray's law is associated with a higher degree of calcification in coronary bifurcations. *Atherosclerosis*. 2012;221(1):124–130. doi: 10.1016/j.atherosclerosis.2011.12.040
16. Painter P.R., Edén P., Bengtsson H.U. Pulsatile blood flow, shear force, energy dissipation and Murray's Law. *Theor. Biol. Med. Model.* 2006;3:31. doi: 10.1186/1742-4682-3-31
17. Tikhvinskii D.V., Merzhoeva L.R., Chupakhin A.P., Karpenko A.A., Parshin D.V. Computational analysis of the impact of aortic bifurcation geometry to AAA haemodynamics. *Russ. J. Num. Anal. Math. Modell.* 2022;37(5):311–329. doi: 10.1515/rnam-2022-0026
18. Sciubba E. A critical reassessment of the Hess–Murray law. *Entropy*. 2016;18(8):283. doi: 10.3390/e18080283
19. Huang Q.H., Wu Y.F., Xu Y., Hong B., Zhang L., Liu J.M. Vascular geometry change because of endovascular stent placement for anterior communicating artery aneurysms. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2011;32(9):1721–1725. doi: 10.3174/ajnr.A2597
20. Yao L., Wu Q., Yuan B., Wen L., Yi R., Zhou X., He W., Zhang R., Chen Sh., Zhang X. Correlation between vascular geometry changes and long-term outcomes after enterprise stent deployment for intracranial aneurysms located on small arteries. *World Neurosurg.* 2021;153:e96-e104. doi: 10.1016/j.wneu.2021.06.038
21. Niu Yu., Sun A., Wang Z., Yao Ch., Song J. A hypothetical vascular stent with locally enlarged segment and the hemodynamic evaluation. *Cardiol. Res. Pract.* 2020;2020:7041284. doi: 10.1155/2020/7041284
22. Zhang B.C., Tu S.X., Karanasos A., van Geuns R.J., de Jaegere P., Zijlstra F., Regar E. Association of stent-induced changes in coronary geometry with late stent failure: Insights from three-dimensional quantitative coronary angiographic analysis. *Catheter Cardiovasc. Interv.* 2018;92(6):1040–1048. doi: 10.1002/ccd.27520
23. Silva M.V., Costa J.R., Abizaid A., Staico R., Taiguara D., Borghi T.C., Costa R., Chamié D., Sousa A.G.M.R., Sousa J.E. Changes in coronary angulation after bioresorbable vascular scaffold and cobalt-chromium and stainless steel stent implantation. *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva (English Edition)*. 2013;21(4):332–337. doi: 10.1016/S2214-1235(15)30155-1
24. Zhang B., Shengxian T.U. Does the stent induced change in coronary geometry affect prognosis? Insights from 3-dimensional quantitative coronary angiographic analysis on the impact of vessel bending on coronary in-stent resten. *European Heart Journal*. 1973;38(1):ehx502.1973. doi: 10.1093/eurheartj/ehx502.1973
25. Üveges Á., Jenei C., Kiss T., Szegedi Z., Tar B., Szabó G.T., Czuriga D., Kőszegi Z. Three-dimensional evaluation of the spatial morphology of stented coronary artery segments in relation to restenosis. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2019;35(10):1755–1763. doi: 10.1007/s10554-019-01628-3
26. Bocharnikov M.V. Relationship between phytocenotic diversity of the Northeastern Transbaikalian orobiome and bioclimatic parameters. *Dokl.*

Biol. Sci. 2022;507(1):281–300. doi: 10.1134/S0012496622060011

27. Bahrami S., Norouzi M. A numerical study on hemodynamics in the left coronary bifurcation with normal and hypertension conditions. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2018; 17(6):1785–1796. doi: 10.1007/s10237-018-1056-1

28. Bangalore S., Bhatt D.L. Coronary intravascular ultrasound. *Circulation.* 2013; 127(25):e868–e874. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.113.003534

29. Araki M., Park S.J., Dauerman H.L., Uemura S., Kim J.S., di Mario C., Johnson T.W., Guagliumi G.,

Kastrati A., Joner M., ... Jang I.K. Optical coherence tomography in coronary atherosclerosis assessment and intervention. *Nat. Rev. Cardiol.* 2022;19(10):684–703. doi: 10.1038/s41569-022-00687-9

30. Candreva A., Gallo D., Munhoz D., Rizzini M.L., Mizukami T., Seki R., Sakai K., Sonck J., Mazzi V., Ko B., ... Collet C. Influence of intracoronary hemodynamic forces on atherosclerotic plaque phenotypes. *Int. J. Cardiol.* 2023;131668. doi: 10.1016/j.ij-card.2023.131668

Сведения об авторах:

Гайфутдинов Ринат Айдарович, ORCID: 0009-0006-7047-3382, e-mail: r.gaifutdinov@g.nsu.ru

Куюнова Юлия Олеговна, ORCID: 0000-0003-0359-648X, e-mail: kuyanovaj@gmail.com

Хелимский Дмитрий Александрович, к.м.н., ORCID: 000-0001-5419-913X

Крестьянинов Олег Викторович, д.м.н., ORCID: 0000-0001-5214-8996

Тулупов Андрей Александрович, д.м.н., проф., чл.-корр. РАН, ORCID: 0000-0002-1277-4113, e-mail: taa@tomo.nsc.ru

Паршин Даниил Васильевич, к.ф.-м.н., ORCID: 0000-0002-2496-3042

Information about the authors:

Rinat A. Gaifutdinov, ORCID: 0009-0006-7047-3382, e-mail: r.gaifutdinov@g.nsu.ru

Yulia O. Kuyanovaj, ORCID: 0000-0003-0359-648X, e-mail: kuyanovaj@gmail.com

Dmitry A. Khelimsky, candidate of medical sciences, ORCID: 000-0001-5419-913X

Oleg V. Krestyaninov, doctor of medical sciences, ORCID: 0000-0001-5214-8996

Andrey A. Tulupov, doctor of medical sciences, professor, corresponding member of the RAS, ORCID: 0000-0002-1277-4113, e-mail: taa@tomo.nsc.ru

Daniil V. Parshin, candidate of physical and mathematical sciences, ORCID: 0000-0002-2496-3042

Поступила в редакцию 03.10.2023

После доработки 15.01.2024

Принята к публикации 16.01.2024

Received 03.10.2023

Revision received 15.01.2024

Accepted 16.01.2024