



**ПОЛИТЕХ**  
Санкт-Петербургский  
политехнический университет  
Петра Великого

На правах рукописи

**Синицына Дарья Эдуардовна**

**Расчётно-экспериментальное моделирование трёхмерного  
кровотока в бифуркации брюшной аорты**

1.1.9. Механика жидкости, газа и плазмы

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание учёной степени  
кандидата физико-математических наук

Санкт-Петербург

2023

Работа выполнена в Федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого».

Научный руководитель:

доктор физико-математических наук, доцент **Зайцев Дмитрий Кириллович**

Официальные оппоненты:

**Минаков Андрей Викторович**, доктор физико-математических наук, директор Института инженерной физики и радиоэлектроники, профессор кафедры теплофизики Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Сибирский федеральный университет», город Красноярск.

**Веретенников Сергей Владимирович**, кандидат технических наук, заведующий кафедрой общей и технической физики Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Рыбинский государственный авиационный технический университет имени П. А. Соловьёва», город Рыбинск.

Ведущая организация:

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «**Пермский национальный исследовательский политехнический университет**», город Пермь.

Защита состоится «14» февраля 2024 года в «16» часов на заседании диссертационного совета У.1.1.9.02 Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого» по адресу: г. Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д.29, корпус 1, 3й этаж, ауд. 348-8.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого» и на сайте <http://www.spbstu.ru/science/>.

Автореферат разослан «    » января 2024 года.

Ученый секретарь

Диссертационного совета У.1.1.9.02

Кандидат физико-математических наук

Колесник Елизавета Владимировна

**Актуальность темы исследования и степень её разработанности.** В настоящее время подробное изучение закономерностей движения крови в сердечно-сосудистой системе привлекает всё больше внимание исследователей ввиду того, что болезни системы кровообращения являются одной из основных причин инвалидизации и смертности населения во всём мире.

Настоящая работа посвящена расчётно-экспериментальному изучению структуры течения в области сосудистого русла, включающей три бифуркации – брюшной аорты и общих подвздошных артерий. Брюшная аорта является главной магистральной артерией, которая снабжает кровью структуры полости живота и нижних конечностей. Большинство современных публикаций по гидродинамике сосудистых бифуркаций посвящено исследованиям сонной и церебральных артерий. Представленные в литературе исследования кровотока в области бифуркации брюшной аорты, в основном, посвящены изучению последствий формирования аневризмы. Значительно реже встречаются исследования ветвей бифуркации - подвздошных артерий, а также оценке особенностей кровотока в условиях их патологических изменений.

Наличие в сердечно-сосудистой системе областей с нерегулярной геометрией, таких как бифуркации и изгибы, способствует возникновению вторичных течений и поперечной циркуляции жидкости. Множество физиологических параметров, в том числе присутствие патологий (например, стенозы, аневризмы) влияют на структуру течения. Несмотря на несомненный интерес к исследованию пространственно-временной организации течения и особенностей возникающих вторичных токов в зоне бифуркации аорты, эти вопросы изучены явно недостаточно и слабо представлены в современной научной литературе. Дальнейшее комплексное исследование данной проблематики представляется весьма актуальным.

В исследованиях гидродинамики кровообращения в большинстве случаев используются либо модели простой геометрии, которые ограничиваются только областью бифуркации брюшной аорты и не учитывают пространственную кривизну сосудистого русла, либо персонифицированные модели. В первом случае использование таких моделей является серьёзным упрощением, а во втором – единичным экспериментом, на основе которого сложно выделить общие характерные особенности кровотока в рассматриваемой области. В литературе не выявлено систематических исследований гидродинамики кровотока в области бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий для реалистичной модели среднестатистической конфигурации. Создание такой среднестатистической модели на основе данных большого количества пациентов, а также проведение параметрических исследований структуры кровотока с варьированием основных параметров модели представляется весьма актуальным.

Наряду с численным моделированием, физический эксперимент является одним из основных способов получения данных о структуре кровотока. Ультразвуковой доплеровский метод является наиболее доступным и распространённым клиническим методом, с помощью которого проводится диагностика сосудистых заболеваний и оценка результатов реконструктивных операций. Однако данный метод не предназначен для проведения детальных измерений и анализа структуры

трёхмерного потока в сосуде сложной геометрии. С учётом этого, несомненный интерес представляет полученный в рамках настоящего диссертационного исследования опыт изучения трёхмерного кровотока посредством ультразвуковых методик, включая оценку точности измерений и классификацию ультразвуковых картин поперечного течения в сосуде.

**Цели и задачи диссертационного исследования.** Основной целью настоящего исследования является получение новых углублённых знаний о структуре пульсирующего кровотока, формирующегося в модели среднестатистической конфигурации, включающей бифуркацию брюшной аорты, общие, наружные и внутренние подвздошные артерии, в норме и при наличии атеросклеротических изменений её ветвей, посредством численного и физического моделирования.

Для достижения поставленной цели решались следующие основные задачи:

- Разработка модели бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации на основе клинических данных;
- Детальное изучение структуры кровотока в области бифуркации брюшной аорты. Исследование влияния характерных углов ветвления сосудистого русла, режима работы сердца, упругости сосудистой стенки, а также наличия местных сужений сосудов в подвздошных артериях на временную эволюцию вихревых структур пульсирующего кровотока посредством численного моделирования;
- Создание и тестирование экспериментального стенда для ультразвуковых измерений характеристик потока в моделях кровеносных сосудов в стационарном и пульсирующем потоках;
- Исследование вихревых структур при стационарном и пульсирующем движении кровеемитирующей жидкости в модели бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации посредством ультразвуковой доплерографии;
- Сопоставление экспериментальных и расчётных данных в различных артериях рассматриваемой области (картины визуализации вторичных токов, профили скорости, характеристики закрученного потока).

### **Научная новизна работы**

1. Разработана модель бифуркации брюшной аорты и последующих бифуркаций подвздошных артерий среднестатистической конфигурации посредством обобщения большого объёма клинических данных, представленных в литературе;
2. Проведено согласованное расчётно-экспериментальное исследование течения кровеемитирующей жидкости в разработанной модели и получены новые данные, детально характеризующие трёхмерную структуру потока, в том числе конфигурации вторичных токов, типичные для исследуемого участка сосудистого русла;

3. Получены новые данные о влиянии геометрических (характерные углы ветвления, наличие стеноза разной формы и степени сужения), гидродинамических (режим работы сердца, входная закрутка потока, соотношение расходов) и механических (упругость сосудистой стенки) параметров на характеристики кровотока в бифуркации брюшной аорты и последующих бифуркаций подвздошных артерий.

**Теоретическая и практическая значимость работы.** Полученные в работе данные позволяют расширить представление о структуре кровотока в главном магистральном сосуде – брюшной аорте. Разработанная модель бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации позволит проводить дальнейшие исследования влияния геометрических параметров на характеристики потока. Создан и настроен стенд для ультразвуковых измерений в моделях кровеносных сосудов сложной конфигурации в стационарном и пульсирующем режиме. Получены типовые ультразвуковые изображения вторичных токов, которые могут быть полезны при проведении клинических исследований.

**Методология и методы исследования.** В работе использованы следующие подходы к получению информации о характеристиках потока в модели бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий:

1. регистрация гидродинамических характеристик на имитаторе сосудистого кровотока производилась посредством электромагнитного расходометра; импульсно-волновой доплерографии и цветового доплеровского картирования;

2. измеренные профили и картины визуализации полей компонент скорости, а также количественные оценки максимальных значений осевой и окружной скоростей получены посредством ультразвукового сканера;

3. численное моделирование кровотока в разработанной модели бифуркации брюшной аорты с учётом различных физиологических особенностей проводилось посредством коммерческой платформы ANSYS CFX.

#### **Положения, выносимые на защиту**

1. Данные о структуре кровотока в модели бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации;

2. Оценка влияния геометрических (характерные углы ветвления, наличие стеноза разной формы и степени сужения), гидродинамических (режим работы сердца, входная закрутка потока, соотношение расходов) и механических (упругость сосудистой стенки) параметров на структуру кровотока в рассматриваемой области сосудистого русла.

**Степень достоверности результатов.** Гидродинамические расчёты проведены с использованием пакета ANSYS CFX (версия 19.2) обстоятельно верифицированного многочисленными исследовательскими группами и организациями во всём мире на протяжении нескольких десятилетий. В рамках настоящей работы проведено обширное исследование чувствительности представляемых в диссертации численных решений к выбору вычислительных параметров. Достоверность результатов работы также подтверждается хорошим согласием результатов численного и физического моделирования.

**Личный вклад автора.** Все основные результаты диссертационной работы получены лично автором. В частности, диссертантом разработана модель бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации, создан стенд и проведено ультразвуковое исследование структуры потока в разработанной модели. Также автором сформулированы математические постановки всех рассмотренных задач и проведены все расчёты, результаты которых представлены в диссертации. Их анализ проведён автором совместно с научным руководителем. Диссертант принял непосредственное участие в подготовке и написании статей, а также докладов и выступлений на семинарах и конференциях.

**Апробация результатов.** Отдельные результаты работы были представлены на российских и международных конференциях и семинарах:

1. XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (Уфа, 19.08.2019 — 24.08.2019)
2. Научный форум с международным участием «Неделя науки СПбПУ» (Санкт-Петербург, 2019)
3. Международная конференция «Физика.СПб-2019» (ФТИ им. А.Ф. Иоффе, Санкт-Петербург, 22.10.2019 – 24.10.2019)
4. Международная конференция «Физика.СПб-2020» (ФТИ им. А.Ф. Иоффе, Санкт-Петербург, 19.10.2020 – 23.10.2020)
5. XIV Всероссийская конференция с международным участием «Биомеханика-2020» (Пермь, 2020)
6. Международная конференция «Физика.СПб-2021» (ФТИ им. А.Ф. Иоффе, Санкт-Петербург, 18.10.2021 – 22.10.2021)
7. Всероссийская конференция «Неделя науки СПбПУ Физмех» (Санкт-Петербург, 4.04.2022 – 09.04.2022)
8. 50th Anniversary International Summer School-Conference «Advanced problems in mechanics» (Санкт-Петербург, 20.06.2022 – 24.06.2022)
9. Видеосеминар по биомеханике ПНИПУ, (Пермь, 10.10.2022)

10. Всероссийская конференция «Неделя науки СПбПУ Физмех» (Санкт-Петербург, 3.04.2023 – 07.04.2023)
11. XIII Всероссийский съезд по теоретической и прикладной механике (Санкт-Петербург, 21.08.2023 – 25.08.2023)

По теме работы опубликовано 7 работ. Две работы опубликованы в рецензируемых научных журналах, рекомендуемых перечнем ВАК, три работы опубликованы в изданиях, индексируемых Scopus.

Результаты работы получены при поддержке РФФИ в рамках проектов:

1. 18–01–00629 «Пространственно-временная структура кровотока в бифуркации брюшной аорты в норме и при стеноокклюзирующих поражениях подвздошных артерий»;
2. 20–31–90071 «Влияние периферических сопротивлений ветвей на структуру течения в бифуркации брюшной аорты».

**Структура и объем работы.** Диссертационная работа состоит из введения, 4 глав, заключения, библиографического списка, приложений. Работа изложена на 195 страницах машинописного текста, содержит 82 рисунка, 28 таблиц, библиографический список включает 174 наименования.

### **Основные положения и результаты исследования**

Во **введении** представлено обоснование актуальности темы диссертационной работы, посвящённой комплексному расчётно-экспериментальному исследованию структуры кровотока в области бифуркации брюшной аорты. Чётко сформулирована цель работы, а также определены основные задачи, решение которых необходимо для достижения поставленной цели. Обозначена научная новизна полученных результатов и показана их практическая значимость. Приведено обоснование достоверности полученных данных и сведения о представлении основных результатов работы на научных мероприятиях.

**Первая глава** посвящена анализу представленных в литературе исследований кровотока в области бифуркации брюшной аорты. Отмечено, что в большинстве исследований применяются два основных подхода к моделированию геометрии сосудистого русла. Первый заключается в использовании упрощённых моделей бифуркации брюшной аорты без достаточной детализации анатомических особенностей, что приводит к снижению достоверности результатов моделирования. Второй подход, основанный на использовании детальной персонифицированной геометрии по сути представляет собой единичный эксперимент, который не позволяет выявить характерные закономерности кровотока в рассматриваемой области. Исходя из этого, сделан вывод о целесообразности применения моделей среднестатистической конфигурации, основанных на обобщённых данных о геометрии множества пациентов, для получения новых сведений о

закономерностях кровотока. При этом, несмотря на большое количество расчётных и экспериментальных работ, отмечен недостаток систематических исследований влияния геометрических и физиологических факторов на пространственно-временную структуру потока. Результаты представленного в главе анализа в комплексе обосновывают актуальность темы диссертационного исследования.

**Вторая глава** посвящена постановке задачи численного моделирования трёхмерного кровотока в бифуркации брюшной аорты.

В **параграфе 2.1** описана разработка геометрической модели бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации на основе анализа клинических данных около 1000 пациентов. Проведена параметризация модели, выделены характерные углы ветвления сосудистого русла и геометрические размеры сосудов. Разработанная модель участка сосудистого русла среднестатистической конфигурации (Рисунок 1) включает нижний отдел брюшной аорты (БА) диаметром 18 мм, её бифуркацию на правую и левую общие подвздошные артерии (ОПА) диаметром 10,8 мм, которые в свою очередь разделяются на наружные (НПА, диаметр – 9,0 мм) и внутренние (ВПА, диаметр – 5,5 мм) подвздошные артерии. Общая длина модели составляет 215 мм. В разработанной модели учтены характерные пространственные углы ветвления сосудистого участка: углы отклонения ОПА от плоскости симметрии и проходящей через бифуркацию БА: для левой ветви  $\beta_1 = 30^\circ$ , для правой  $\beta_2 = 15^\circ$ ; угол между ВПА и НПА составляет  $\beta_3 + \beta_4 = 40^\circ$  на виде спереди ( $\beta_3 = 25^\circ$ ,  $\beta_4 = 15^\circ$ ); углы, характеризующие пространственную кривизну артерий на виде сбоку: угол искривления БА равен  $\beta_5 = 165^\circ$ ; угол искривления ОПА в области бифуркации БА составляет  $\beta_6 = 160^\circ$ ; угол между ОПА и НПА равен  $\beta_7 = 120^\circ$ ; угол между ВПА и НПА –  $\beta_8 = 50^\circ$ ; угол искривления НПА –  $\beta_9 = 135^\circ$ .

В **параграфе 2.2** сформулированы определяющие уравнения и граничные условия для моделирования ламинарного течения крови в бифуркации БА. Описаны два рассматриваемых режима сердечной деятельности: состояние покоя с частотой сердечных сокращений 70 уд/мин и состояние физической нагрузки с частотой 120 уд/мин. Для этих режимов на основе анализа клинических данных определены параметры расходных кривых на входе и выходах модели (Рисунок 1). В качестве граничных условий на входе в БА и на выходах из подвздошных артерий задавалось изменение среднерасходной скорости во времени согласно клиническим данным, за исключением выхода из правой НПА, где поддерживался постоянный нулевой уровень избыточного давления. На стенках сосудов ставилось условие прилипания. Моделирование проводилось для жидкости со свойствами, аналогичными крови: с динамическим коэффициентом вязкости  $\mu = 0,00375$  Па·с и плотностью  $\rho = 1050$  кг/м<sup>3</sup>. Максимальное за сердечный цикл число Рейнольдса на входе БА  $Re = \frac{VD\rho}{\mu}$ , рассчитанное по диаметру сосуда ( $D$ ) и среднерасходной скорости ( $V$ ), составляло 1865 и 2782 для двух рассматриваемых режимов работы сердца. Число Уомерсли



$Wo = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega \rho}{\mu}}$ , где  $\omega = \frac{2\pi}{T}$  это угловая частота пульсаций, и  $T$  - период пульсаций, при этом равнялось 13 и 17, соответственно.

В параграфе 2.3 описаны расчётные сетки и представлены результаты исследования сеточной сходимости и влияния временного шага на решение. Показано, что выбранные параметры сетки и шага по времени являются приемлемыми.

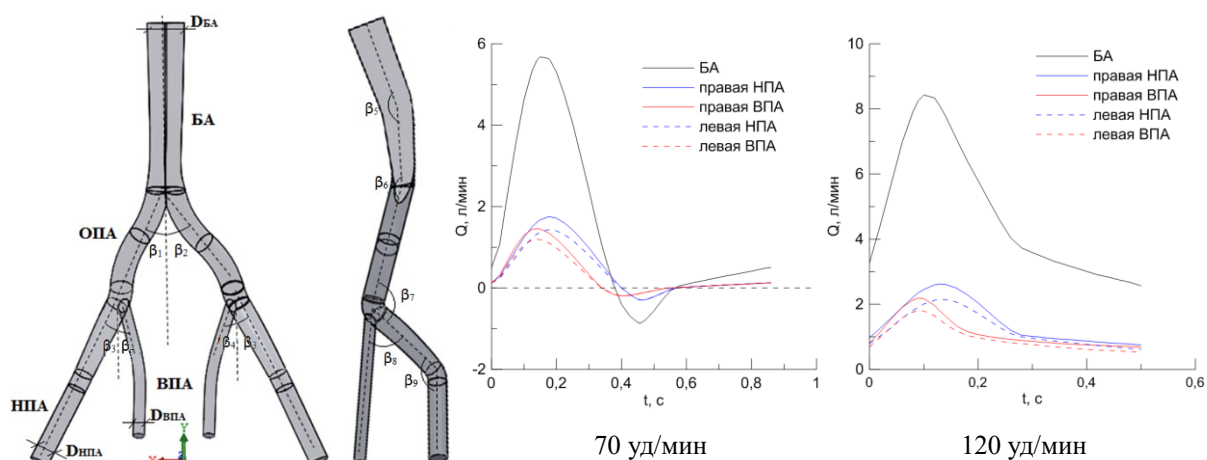


Рисунок 1 – Модель здоровой бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации (слева) и среднестатистические кривые расхода в рассматриваемом участке сосудистого русла (справа)

В третьей главе представлены результаты численного моделирования пульсирующего кровотока в разработанной модели бифуркации БА и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации. В параграфе 3.1 проанализирована пространственно-временная эволюция кровотока в ветвях модели в течение сердечного цикла. Показано, что формируется сложная вихревая структура, быстро меняющаяся по длине сосудов. В состоянии покоя (70 уд/мин) в изучаемом участке сосудистого русла зоны обратных токов практически отсутствуют, за исключением небольшой локальной области непосредственно перед бифуркацией БА у задней стенки, где в фазу уменьшения расхода возникает ограниченная зона обратных токов, занимающая менее 10% площади поперечного сечения. В ОПА обратные токи локализованы только у внешних боковых стенок в начальном отделе сосудов, достигая максимальных размеров также в фазу уменьшения расхода.

Детально проанализированы особенности вторичных токов в каждой из артерий. В течение сердечного цикла на выходах из подвздошных артерий наблюдаются две характерные структуры поперечного течения: одновихревая и двухвихревая. В наружных подвздошных артериях в начале сердечного цикла формируется одновихревое течение, которое трансформируется в двухвихревое

(парные вихри Дина) в фазу увеличения расхода и сохраняется почти до конца цикла. Правая и левая ветви практически полностью идентичны по структуре поперечного течения, за исключением выхода из левой наружной подвздошной артерии, в которой к концу цикла пульсации образует закрутка кровотока по всей длине сосуда. Для обеих внутренних подвздошных артерий на протяжении большей части сердечного цикла характерно образование устойчивого двухвихревого течения. Одновихревое течение формируется только в фазу обратного тока (Рисунок 2).

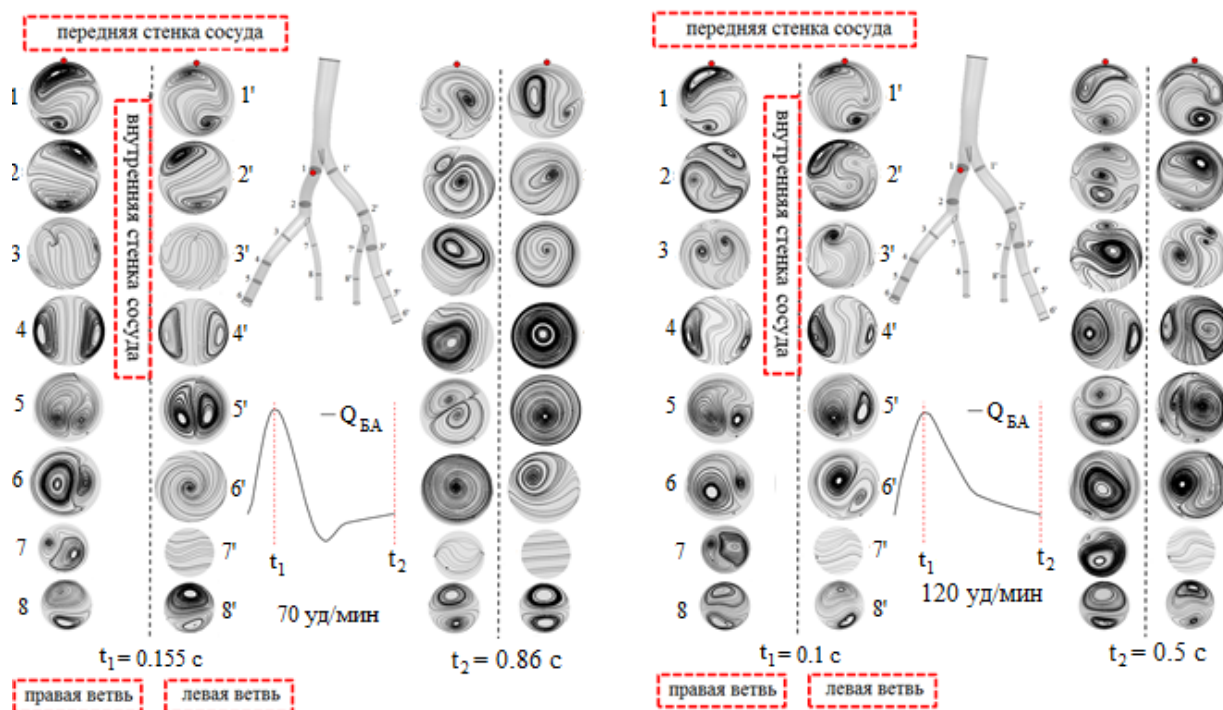


Рисунок 2 – Линии тока поперечного течения в подвздошных артериях в покое (слева) и при нагрузке (справа)

Для оценки риска возникновения атеросклеротических поражений стенок сосудов проанализированы два традиционно используемых параметра – осреднённые за цикл сдвиговые напряжения (TAWSS – time averaged wall shear stress) и индекс колебаний сдвиговых напряжений на стенке (OSI – oscillatory shear index), которые рассчитываются как:  $TAWSS = \frac{1}{T} \int |\vec{\tau}_w| dt$ ,  $OSI = 0,5(1 - \frac{\int |\vec{\tau}_w| dt}{\int |\vec{\tau}_w| dt})$ , где  $\vec{\tau}_w$  – вектор сдвиговых напряжений,  $T$  – длительность сердечного цикла,  $t$  – время. Показано, что наибольший риск возникновения атеросклероза отмечается на задней стенке БА, на внешних боковых стенках ОПА, а также на передней стенке в начале и на задней стенке в конце НПА (Рисунок 3). Эти участки характеризуются крайне низкими значениями TAWSS (менее 1 Па) и высокими значениями OSI (более 0,25). Такое сочетание параметров свидетельствует о неблагоприятных условиях кровотока, способствующих повышенному риску развития атеросклероза (Рисунок 3).

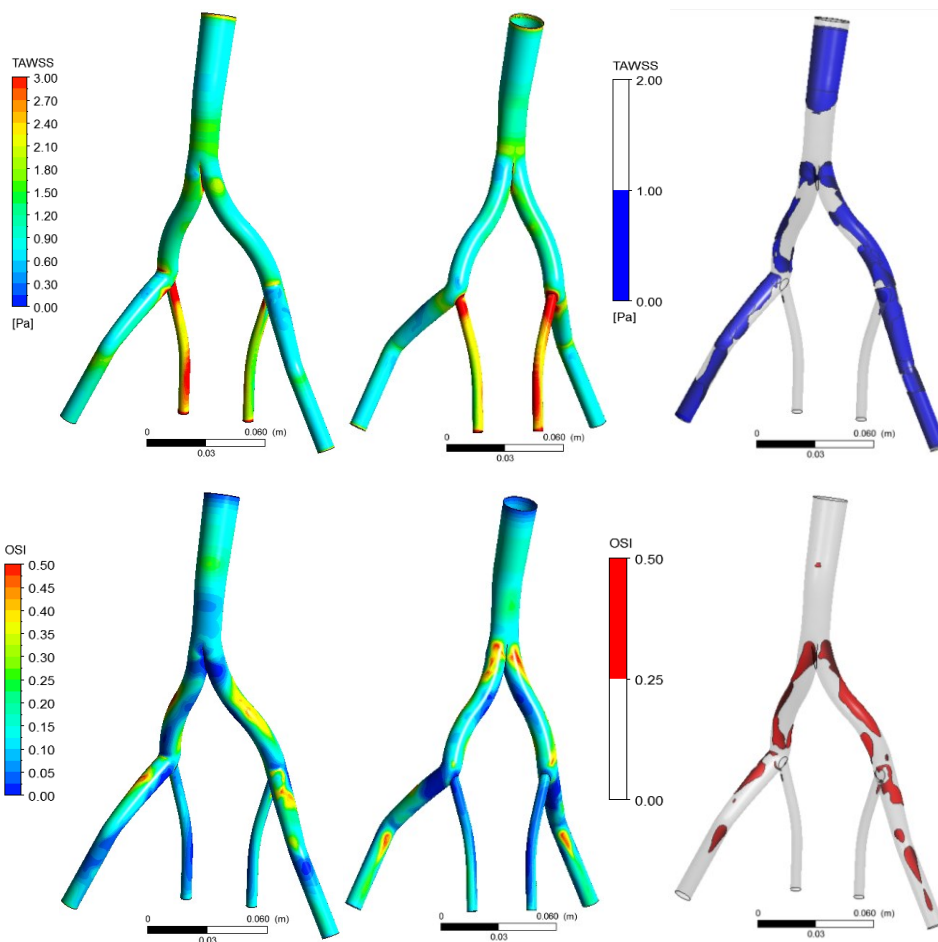


Рисунок 3 – Осреднённые по сердечному циклу сдвиговые напряжения (TAWSS, верхний ряд) и индекс колебаний сдвиговых напряжений (OSI, нижний ряд), и области повышенного риска атеросклеротических поражений ( $TAWSS < 1$  Па и  $OSI > 0,25$ )

В параграфе 3.2 представлены результаты параметрического исследования, направленного на оценку влияния различных физиологических факторов на пространственно-временную структуру течения крови. В частности, анализировалось влияние таких параметров, как физическая нагрузка на сердце, вариативность характерных углов ветвления сосудистого русла, наличие входной физиологической закрутки кровотока.

Увеличение нагрузки на сердце (пункт 3.2.1), сопровождающееся увеличением частоты сердечных сокращений до 120 уд/мин, приводит к изменениям в структуре течения крови по сравнению с состоянием покоя (Рисунок 2). Несмотря на то, что общая пространственно-временная картина остаётся схожей, в подвздошных артериях начинает преобладать двухвихревая структура вторичных токов. Кроме того, исчезает характерное для состояния покоя закрученное течение по всей длине левой НПА, формирующееся к концу сердечного цикла. Во время физической нагрузки

наблюдается существенное уменьшение размеров зон, подверженных атеросклеротическим изменениям сосудистой стенки, однако их расположение остаётся таким же, как и в состоянии покоя.

Значительное влияние на гидродинамику кровообращения может оказывать естественная искривлённость и изменчивость геометрии сосудистого русла. В рамках задачи численного моделирования проведено исследование влияния двух характерных углов сосудистого русла: угла между ОПА и нижним отделом БА –  $\beta_6$ , и угла между ОПА и НПА –  $\beta_7$  (Рисунок 1) в физиологическом диапазоне значений (**пункт 3.2.2**). Для этого была модифицирована разработанная базовая модель (Рисунок 1) среднестатистической конфигурации и получены 3 дополнительные модели, геометрические параметры которых приведены в Таблице 1.

Таблица 1 – Геометрические параметры моделей бифуркации брюшной аорты

Вариант №	$\beta_1, ^\circ$	$\beta_2, ^\circ$	$\beta_3, ^\circ$	$\beta_4, ^\circ$	$\beta_5, ^\circ$	$\beta_6, ^\circ$	$\beta_7, ^\circ$	$\beta_8, ^\circ$	$\beta_9, ^\circ$	$D_{БА},$ мм	$D_{НПА},$ мм	$D_{ВПА},$ мм
1	15	30	25	15	165	180	120	50	135	18	9	5,5
2*						160						
3						180	90					
4						160						

\*базовая конфигурация

Расчёты показали, что особенности кровотока в подвздошных артериях во всех рассмотренных вариантах геометрии сосудистого русла не претерпели существенных изменений по сравнению с базовой конфигурацией. В частности, структура вторичных токов преимущественно сохраняется. Однако упрощение геометрии с исключением физиологического изгиба в области бифуркации ( $\beta_6 = 180^\circ$ , модели №1 и №3) приводит к перераспределению областей повышенного риска атеросклеротических изменений сосудистой стенки. В частности, исчезает «опасная» зона на задней стенке в области бифуркации БА и появляется на передней стенке в начале этого сосуда.

В **пункте 3.2.3** проведено исследование влияния входной физиологической закрутки кровотока на характеристики потока. Выяснено, что при наличии закрутки потока на входе в модель устойчивое закрученное течение крови наблюдается только в начальном отделе БА. Введение закрутки входного потока практически не повлияло на характерную вихревую структуру и организацию вторичных токов в нижележащих сегментах - подвздошных артериях.

В **параграфе 3.3** представлены результаты численного моделирования течения крови при наличии стеноза (местного сужения) в правой ОПА. В данном исследовании в правой ОПА располагался стеноз разной степени сужения – гемодинамически значимый (70%-е сужение по площади сечения) или малый стеноз (50%). При этом стенозы моделировались разной формы – осесимметричный и односторонний. Показано, что форма стеноза влияет на вихревую структуру вторичных токов в области сужения, в нижних сегментах подвздошных артерий это влияние

становится несущественным. Присутствие стеноза в правой ОПА в сочетании с пространственной извитостью сосудов ускоряет переход к закрученному течению в НПА по сравнению с вариантом здорового сосудистого русла. Наибольшее значение максимальной окружной скорости на выходе из правой НПА зарегистрировано при моделировании гемодинамически значимого одностороннего стеноза.

В результате проведённого численного моделирования показано, что наличие стеноза приводит к появлению рециркуляционных зон, расположенных преимущественно в правой ОПА как ниже, так и выше по течению относительно стеноза. Эти зоны достигают максимальных размеров в фазу уменьшения расхода. При этом форма моделируемого стеноза (осесимметричный или односторонний) влияет на пространственную организацию рециркуляционных зон, что проиллюстрировано на Рисунке 4.

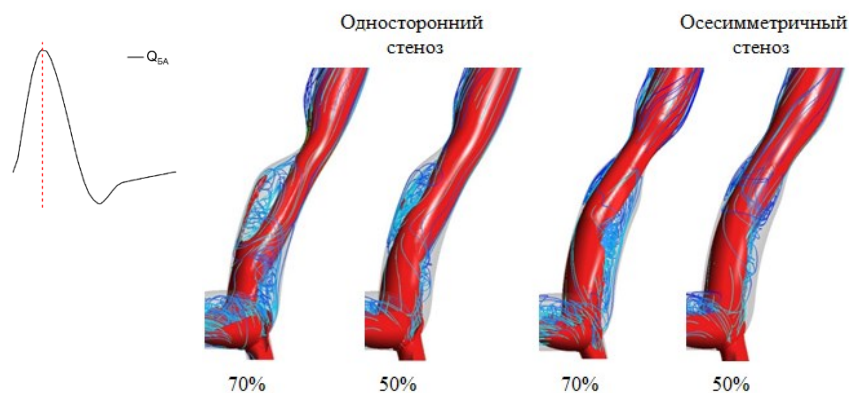


Рисунок 4 – Визуализация рециркуляционных зон за стенозом с помощью линий тока и изоповерхности скорости (красный цвет,  $V = 0,3$  м/с) для одностороннего и осесимметричного стеноза с разной степенью сужения в момент максимального расхода

Наличие стеноза оказывает влияние на распределение областей повышенного риска развития атеросклероза преимущественно в области самого стеноза (Рисунок 5). По мере увеличения степени стеноза (сужения просвета сосуда) прослеживается тенденция к формированию областей повышенного риска ниже по течению кровотока в правой ВПА. Полученные результаты позволяют заключить, что из всех рассмотренных конфигураций наибольшую опасность представляет односторонний гемодинамически значимый стеноз.

В параграфе 3.4 обсуждается вопрос о степени влияния деформации стенки за счёт упругости кровеносных сосудов на пространственно-временную структуру потока. Численное моделирование кровотока в упругом кровеносном сосуде проводилось с помощью технологии Fluid Structure Interaction. В рамках гидродинамической задачи на входе задавалось изменение давления в течение сердечного цикла; на выходах – изменение среднерасходной скорости во времени. В

механической задаче при расчёте перемещения стенки использовалась модель изотропной упругой стенки. Толщина стенки принята переменной, в среднем она составляет  $0,1D$ , где  $D$  – диаметр сосуда, что примерно соответствует толщине рассматриваемых артерий в организме человека; плотность стенки  $1200 \text{ кг/м}^3$ , коэффициент Пуассона  $0,4$ . Варьировалось значение модуля Юнга: для здоровой стенки сосуда  $E = 0,8\text{--}1 \text{ МПа}$ , также проведены расчёты для значений  $E = 2, 4, 8 \text{ МПа}$  (значение  $E = 8 \text{ МПа}$  соответствует параметрам сосудистой стенки при атеросклерозе).

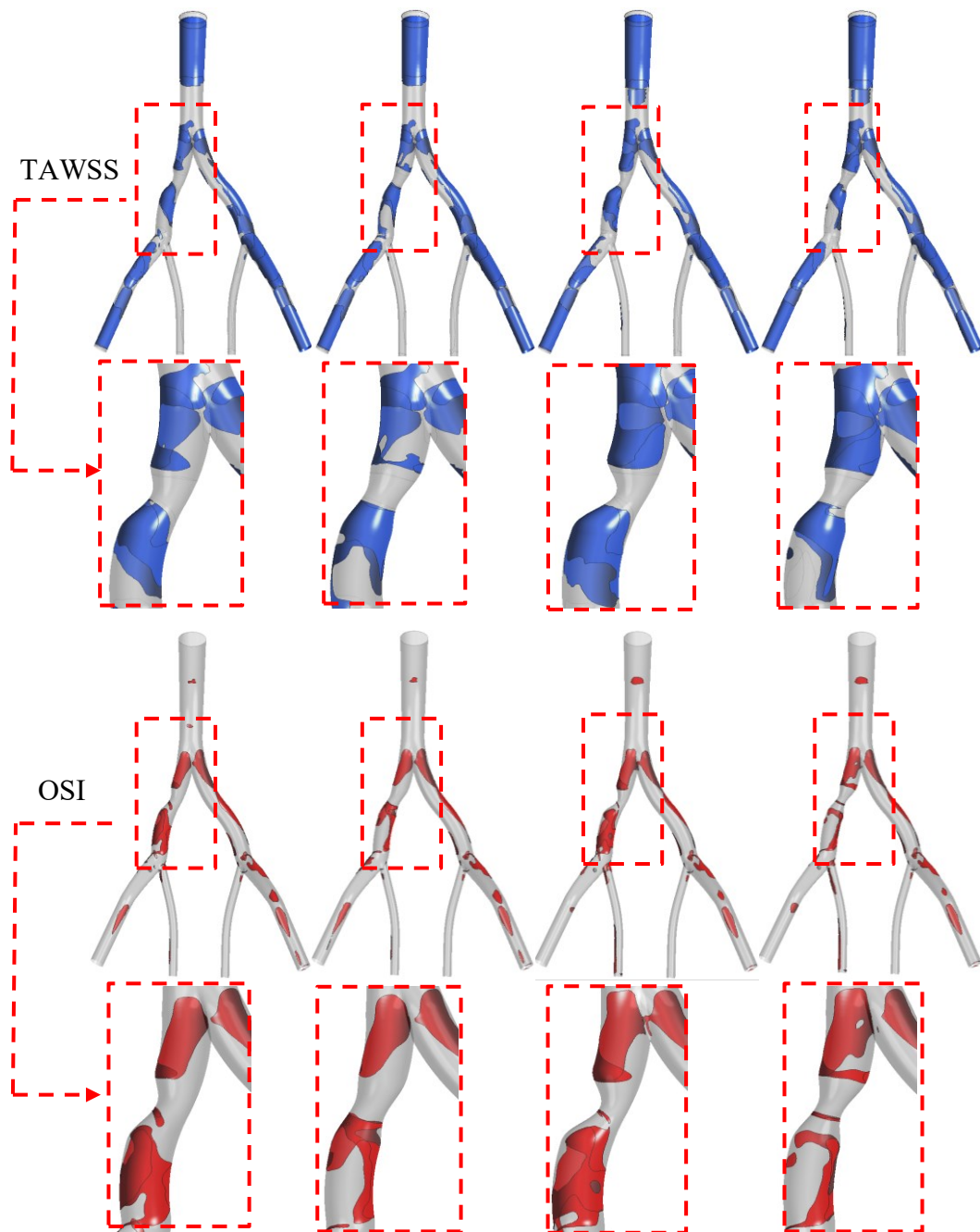


Рисунок 5 – Области повышенного риска атеросклеротических изменений сосудистой стенки при  $TAWSS < 1 \text{ Па}$  (верхний ряд) и  $OSI > 0,25$  (нижний ряд)

Результаты моделирования показали, что максимальные перемещения возникают на задней стенке непосредственно перед бифуркацией БА. Упругость стенок оказывает значимое влияние на величину расхода жидкости на входе в брюшную аорту. При увеличении давления увеличивается поперечное сечение сосуда за счёт растяжения упругих стенок, что приводит к росту прямого расхода по сравнению с моделью с жёсткими стенками. При уменьшении давления наблюдается обратный процесс – сужение просвета сосуда из-за сокращения упругих стенок, что приводит к увеличению величины обратного расхода. В частности, при значении модуля упругости  $E = 0,8$  МПа (здоровый сосуд) в состоянии покоя (частота сердечных сокращений 70 уд/мин) отмечено увеличение амплитуды прямого расхода на 17%, обратного – на 45% по сравнению с моделью жёстких стенок.

Анализ распределения сдвиговых напряжений на стенке показал, что в целом различия по сравнению с моделью с жёсткими стенками незначительны, однако в зонах бифуркаций сосудов значения параметра TAWSS были ниже в модели с упругой сосудистой стенкой по сравнению с жёсткой. Также отмечено снижение параметра OSI в модели с упругими стенками, особенно в области подвздошных артерий.

В целом, упругость стенки здорового сосуда не оказала существенного воздействия на пространственно-временную структуру кровотока и организацию вторичных токов. Таким образом, для моделирования гидродинамики кровообращения в неповреждённых сосудах использование модели жёстких стенок является достаточно корректным подходом.

**Четвертая глава** посвящена экспериментально-расчётному исследованию кровотока в разработанной модели БА и подвздошных артерий с жёсткими стенками при наличии гемодинамически значимого осесимметричного стеноза (70%-е сужение по площади сечения) в правой ОПА.

В **параграфе 4.1** приводится описание экспериментального стенда (Рисунок 6) и измерительного комплекса, использованного при изучении структуры потока. Конструкция стенда позволяет моделировать постоянный и пульсирующий режим течения кровезамещающей жидкости. Для регистрации расходов жидкости в ветвях модели использовались датчики электромагнитного расходомера. Представленная в работе методика анализа пространственной структуры потока в модели сосудистого русла с применением ультразвуковой доплерографии позволила визуализировать поля скоростей и получить численные значения осевой и окружной составляющих вектора скорости в различных сечениях модели.

В **параграфе 4.1** также приведены результаты валидации методики измерения максимальной осевой скорости и профиля скоростей с использованием ультразвуковой доплерографии на основе сравнения с данными, полученными с помощью электромагнитного расходомера в течении Пуазейля. При анализе профиля скорости в пристеночных областях отмечены некоторые отклонения полученных данных, систематическая погрешность результатов измерений не превосходит 15%.

**Параграф 4.2** посвящён описанию результатов экспериментально-расчётного исследования кровотока в модели бифуркации брюшной аорты. Измерения и сопутствующие расчёты проводились в условиях стационарного и пульсирующего потока. В случае стационарного потока на входе в модель задавался постоянный расход равный 4 л/мин (число Рейнольдса, рассчитанное по входному диаметру, равно 1229). В режиме пульсирующего кровотока моделировалось состояние покоя с частотой сердечных сокращений 60 уд/мин; максимальный входной расход составлял 5,2 л/мин, что соответствует числу Рейнольдса 1795.

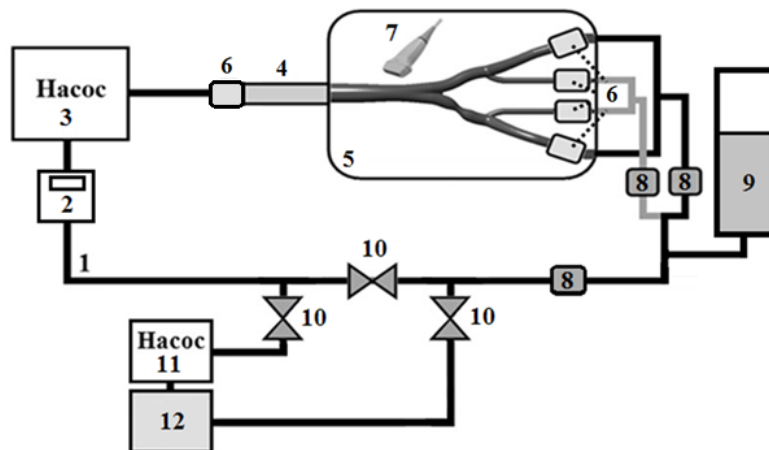


Рисунок 6 – Схема экспериментального стенда: 1 – замкнутый гидравлический контур; 2 – таймер, 3, 11 – центробежные насосы; 4 – хонейкомб; 5 – акустическая ванночка с моделью бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий; 6 – датчики электромагнитного расходомера; 7 – датчик ультразвукового сканера; 8 – регуляторы расхода; 9 – демпфер, заполненный жидкостью; 10 – вентили слива жидкости; 12 – контейнер с кровеимитирующей жидкостью

На Рисунке 7 экспериментальные данные по профилям осевой скорости ( $V_n$  – проекция скорости на ось  $n$  сосуда) в различных сечениях модели, полученные при стационарном режиме, сопоставлены с результатами численного моделирования. В целом наблюдается хорошее соответствие. Некоторые расхождения на входе в модель свидетельствуют о неравномерности потока в экспериментальном стенде. Кроме того, отличия зафиксированы в пристеночных зонах, что может быть связано с особенностями регистрации ультразвуковым сканером сигналов от частиц потока с малыми скоростями вблизи неподвижных стенок модели. Таким образом, показана применимость ультразвуковых методик для адекватного определения профилей скорости за исключением локальных отклонений. В рассмотренной модели различия измеренных и расчётных значений преимущественно не превышают 20%.

Для пульсирующего режима потока проведено сопоставление полей поперечной скорости ( $V_t$  – проекция скорости на ось  $t$ , которая перпендикулярна оси  $n$  и параллельна плоскости симметрии



модели) в фазу уменьшения расхода ( $t = 0,3$  с) (Таблица 2). Визуализация полей скоростей проводилась в цветовой шкале ультразвукового сканера. Красный цвет визуализирует зоны со скоростями, направленными к датчику, синий – от датчика, серый – зоны малых скоростей, которые не может зарегистрировать сканер. Результаты расчёта проиллюстрированы в двух видах: поля, построенные в цветовой шкале ультразвукового сканера, и картины линий тока поперечного течения, которые помогают расшифровать ультразвуковые изображения и дополнить информацию о структуре вторичных токов. При проведении визуализации потока ультразвуковой датчик располагался у передней стенки сосуда, что соответствует верхней границе представленных картин визуализаций.

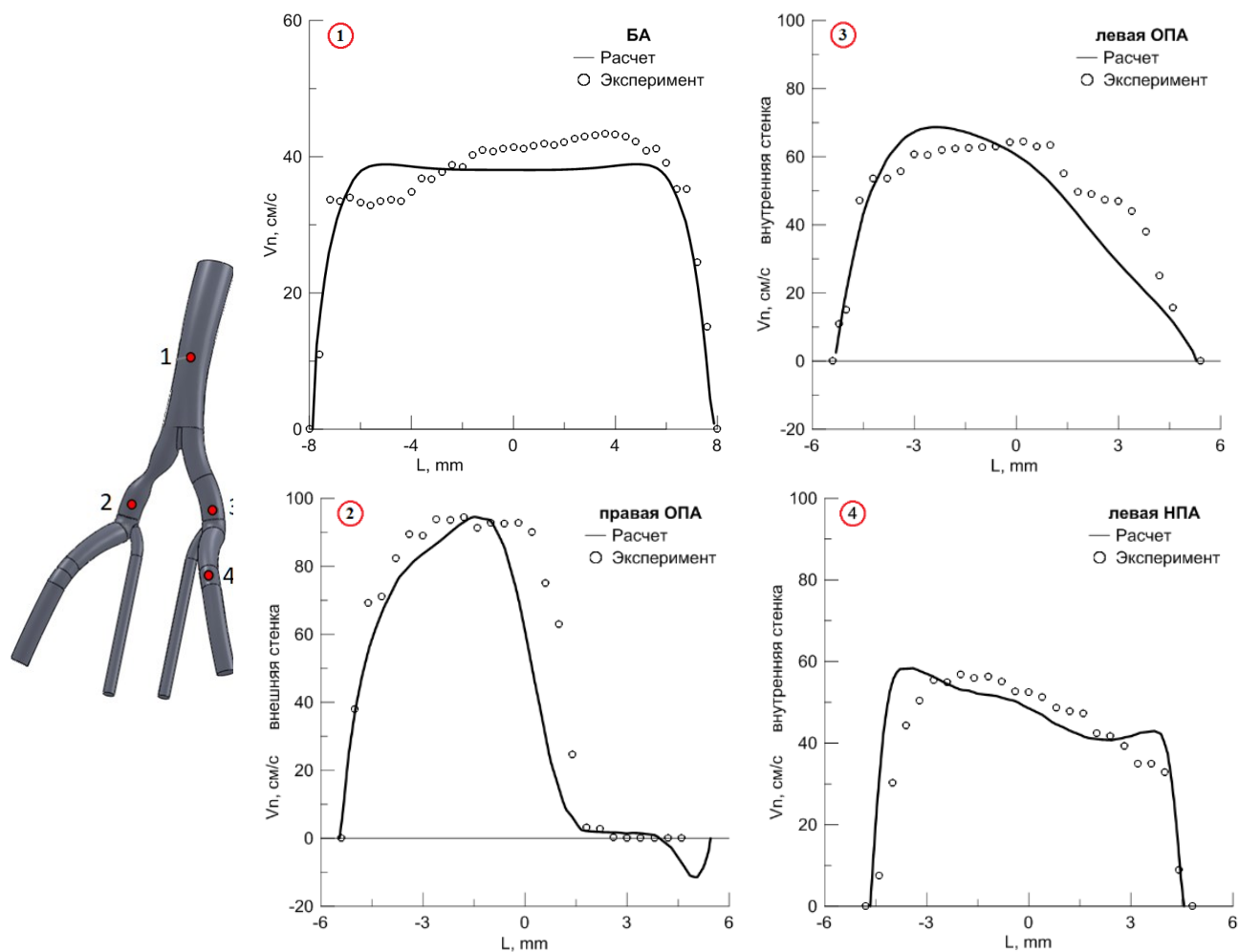


Рисунок 7 – Рассчитанные и измеренные профили осевой скорости поперёк сосуда (от внешней к внутренней стенке) в разных артериях в стационарном потоке

В конфузном участке перед бифуркацией происходит сужение потока, что обуславливает движение жидкости к центру сосуда от верхней и задней стенок (Таблица 2, сечение 1), в области за стенозом в ОПА возникает двухвихревое течение с вихрями противоположного направления

вращения (сечение 2). Ниже по потоку в стенозированной ветви по всей длине НПА формируется выраженная закрутка потока с вращением против часовой стрелки (сечение 3). В здоровой ветви возникают более сложные многовихревые структуры течения (сечение 4). В обеих ВПА формируется закрученное течение с вращением вихря по часовой стрелке (сечение 5). На основании представленных результатов можно заключить, что ультразвуковой сканер является пригодным инструментом для регистрации вихревого характера течения. Однако, интерпретация вихревой структуры, основанная исключительно на ультразвуковых изображениях без привлечения численного моделирования, является достаточно затруднительной.

Таблица 2 – Сопоставление результатов рассчитанных и измеренных полей поперечной скорости в фазу уменьшения расхода



Номер сечения	Поле проекции поперечной скорости на ось УЗ датчика		Линии тока поперечного течения
	Результат УЗ эксперимента	Результат расчёта	
	Передняя стенка сосуда		
1			
2			
3			
4			
5			

Помимо визуализации структуры потока, была проведена количественная оценка максимальных за сердечный цикл значений осевой скорости в ветвях модели и окружной скорости закрученного течения в правой НПА. Расхождение между расчётными и измеренными данными осевой составляющей скорости не превышает 10%, а для окружной – 20%.

На основании проведённого сопоставительного анализа можно сделать вывод, что ультразвуковые методики обеспечивают возможность получения как качественной информации о структуре течения в виде полей визуализации, так и количественных данных в виде профилей скоростей и значений компонент скорости в сосудах сложной геометрии, однако точность измерений не превышает 20%.

В **заключении** сформулированы основные результаты диссертационной работы, которые сводятся к следующему:

1. Разработана среднестатистическая модель области сосудистого русла, включающей бифуркацию брюшной аорты и последующие бифуркации общих подвздошных артерий, основанная на данных около 1000 пациентов. Подобраны усреднённые кривые расходов в ветвях модели для состояния покоя и физической нагрузки организма.
2. Проведены систематические расчёты пульсирующего течения кровотока в разработанной модели сосудистого русла. Детально изучена вихревая структура потока. Исследовано влияние геометрических (характерные углы ветвления, наличие стеноза разной формы и степени сужения), гидродинамических (режим работы сердца, входная закрутка потока, соотношение расходов) и механических (упругость сосудистой стенки) параметров на характеристики кровотока.
3. Создан экспериментальный стенд для исследования структуры течения в моделях кровеносных сосудов посредством ультразвуковой доплерографии. Изготовлена модель бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий среднестатистической конфигурации с гемодинамически значимым стенозом в правой общей подвздошной артерии. Проведена настройка экспериментального стенда для моделирования стационарного и пульсирующего течения с заданными соотношениями расходов в ветвях модели.
4. Проведено согласованное экспериментально-расчётное исследование структуры потока в стационарном и пульсирующем режимах в рассматриваемом участке сосудистого русла. В частности,
  - 4.1. методом ультразвуковой доплерографии выполнена визуализация вторичных токов в ветвях модели; данные измерений продемонстрировали хорошее качественное согласие с результатами численного моделирования. Одновихревое и двухвихревое течение чётко прослеживались на ультразвуковых изображениях; идентификация течения с большим количеством вихрей без поддержки расчётных данных затруднительна.
  - 4.2. Проведена количественная оценка максимальных значений осевой и окружной составляющих скорости, измерены профили осевой скорости в ветвях модели. Получено

удовлетворительное согласование расчётных и экспериментальных данных: в большинстве случаев отклонение не превышало 20%.

**Основные результаты диссертационной работы изложены в следующих публикациях:**

1. Юхнев А.Д., Сеницына Д.Э. Разработка технологии изготовления и исследование моделей кровеносных сосудов // Научно-технические ведомости СПбГПУ, 2012, №3, с.75–79 (ВАК)
2. Сеницына Д.Э., Туркина М.В., Юхнев А.Д., Зайцев Д.К. Ультразвуковое и численное исследование структуры течения в трёхмерной модели бифуркации брюшной аорты // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-Математические науки, 2019, Т.12, №4, с.50–60 (ВАК)
3. Сеницына Д.Э., Юхнев А.Д., Гатаулин Я.А., Смирнов Е.М., Зайцев Д.К., Кирсанов Р.И., Куликов В.П. Численное моделирование пространственно-временной структуры кровотока в модели бифуркации брюшной аорты // XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики: сборник трудов в 4 томах. Т. 4: Материалы симпозиумов. Уфа: РИЦ БашГУ, 2019, с.208-210
4. Сеницына Д.Э., Юхнев А.Д., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М. Расчётно-экспериментальное исследование пространственно-временной структуры течения в бифуркации брюшной аорты при наличии стеноза в одной из ветвей, Биомеханика-2020: материалы XIV Всерос. конф. с междунар. участием. – Пермь: Изд-во Перм. нац. исслед. политехн. ун-та, 2020, с.246-250
5. Sinitsina D.E., Gataulin Y.A., Yukhnev A.D., Smirnov E.M., Zaitsev D.K. Numerical study of blood flow in the spatial model of the abdominal aorta bifurcation: effect of an inlet conditions // Journal of Physics: Conference Series, 2019, Vol. 1400, Paper 077043, 6 p. (Scopus)
6. Sinitsina D.E., Zaitsev D.K. Numerical simulation of the spatio-temporal evolution of the flow in the model of abdominal aorta bifurcation with stenosis in the in one of the common iliac arteries // Journal of Physics: Conference Series, 2020, Vol. 1697, Paper 012232, 6 p. (Scopus)
7. Sinitsyna D.E., Zaitsev D.K. Experimental study of the flow in the elastic model of the abdominal aortic bifurcation, Journal of Physics: Conference Series, 2021, Vol. 2103, Paper 012221, 6 p. (Scopus)