

DOI: 10.18721/JPM.12405  
УДК 532.5+612.13

**УЛЬТРАЗВУКОВОЕ И ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ  
СТРУКТУРЫ ТЕЧЕНИЯ В ТРЕХМЕРНОЙ МОДЕЛИ  
БИФУРКАЦИИ БРЮШНОЙ АОРТЫ**

**Д.Э. Сеницына, А.Д. Юхнев, Д.К. Зайцев, М.В. Туркина**

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,  
Санкт-Петербург, Российская Федерация

Проведено расчетно-экспериментальное исследование структуры стационарного течения жидкости на модели, включающей среднестатистические бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий с осесимметричным стенозом в правой общей подвздошной артерии. Показано, что в наружной подвздошной артерии сначала формируется двухвихревое течение, которое далее, вниз по потоку, трансформируется в течение с четырьмя вихрями. Наличие гемодинамически значимого стеноза в общей подвздошной артерии приводит к формированию за ним отрывной зоны у внутренней стенки сосуда. Следующий за ним пространственный изгиб наружной подвздошной артерии приводит к генерации в ней закрученного течения. Во внутренних подвздошных артериях формируется переходное течение – от двухвихревого к одновихревому.

**Ключевые слова:** бифуркация брюшной аорты, пространственный изгиб сосуда, стеноз, ультразвуковой доплеровский метод

**Ссылка при цитировании:** Сеницына Д.Э., Юхнев А.Д., Зайцев Д.К., Туркина М.В. Ультразвуковое и численное исследование структуры течения в трехмерной модели бифуркации брюшной аорты // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. 2019. Т. 12. № 4. С. 50–60. DOI: 10.18721/JPM.12405

Статья открытого доступа, распространяемая по лицензии CC BY-NC 4.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>)

**THE FLOW STRUCTURE IN A THREE-DIMENSIONAL  
MODEL OF ABDOMINAL AORTIC BIFURCATION:  
ULTRASONIC AND NUMERICAL STUDY**

**D.E. Sinitsyna, A.D. Yukhnev, D.K. Zaitsev, M.V. Turkina**

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russian Federation

A numerical and experimental research of fluid flow structure on a model involving statistical-average bifurcations of the abdominal aorta and iliac arteries with an axisymmetric stenosis in the right common iliac artery has been conducted. It was shown that a two-vortex flow formed in the external iliac artery transforms a downstream into a four-vortex flow. The stenosis in the common iliac artery leads to formation of a recirculation zone behind it, namely, at the inner wall of the vessel. The following spatial bend of the external iliac artery leads to generation of a swirling flow in this vessel. A transitional flow, from a two-vortex to a single-vortex motion, forms in the internal iliac arteries.

**Keywords:** abdominal aorta's bifurcation, spatial bending of vessel, stenosis, ultrasound Doppler method

**Citation:** Sinitsyna D.E., Yukhnev A.D., Zaitsev D.K., Turkina M.V., The flow structure in a three-dimensional model of abdominal aortic bifurcation: ultrasonic and numerical study,



### Введение

Брюшная аорта – одна из важнейших артерий, которая снабжает кровью структуры полости живота и нижних конечностей. Распространенным заболеванием в области бифуркации брюшной аорты является ее окклюзия (сужение), которая приводит к поражениям соответствующих органов, и поэтому требует оперативного лечения. Детальная информация о структуре течения в рассматриваемой части сосудистого русла позволяет ответить на вопросы о местах возможной локализации патологий и причинах их возникновения, а также содержит данные о выходных гидродинамических условиях, которые необходимы при моделировании кровотока в бедренных артериях, расположенных ниже по течению.

Исследования структуры течения в области бифуркации брюшной аорты появляются в литературе, начиная с 1980-х годов. В работе [1] проведено экспериментальное исследование течения на упрощенной модели бифуркации брюшной аорты, которое сравнивается с клиническими измерениями в условиях покоя. Профили скоростей в сосудах данной модели регистрировались с помощью магнитно-резонансной томографии при значении числа Рейнольдса  $Re = 1150$ . Это число оценивается по среднерасходной скорости в момент максимального расхода и по входному диаметру сосуда.

Работа [2] посвящена численному моделированию пульсирующего течения в упрощенной модели бифуркации брюшной аорты без пространственных изгибов. Изучена величина отрывных зон в общих подвздошных артериях в двух состояниях: покоя при значении  $Re = 702$  и физической нагрузки при  $Re = 1424$  (число Рейнольдса оценивалось авторами по среднерасходной скорости, осредненной по сердечному циклу и входному диаметру сосуда).

Стоит отметить, что в литературе встречаются исследования в различных конфигурациях упрощенных моделей рассматриваемого участка [2 – 4]. В большинстве случаев структура течения в последующих бифуркациях подвздошных артерий не рассматривается.

В настоящее время уделяется значительное внимание численному моделированию с помощью персонифицированных моделей, построенных по клиническим измерениям геометрии сосудов пациента [5, 6]. В ряде исследований используются модели со среднестатистической геометрией [7]. При этом в литературе не встречается исследований, использующих модели среднестатистической бифуркации брюшной аорты и последующих бифуркаций подвздошных артерий; при этом было бы важным сформировать эти артерии на основе осредненной геометрии нескольких групп пациентов.

Исследователей интересуют, как правило, местоположения областей с низкими сдвиговыми напряжениями, которые связаны с формированием и развитием атеросклероза, а также влияние упругости стенок на структуру течения. В работе [5], например, показано, что учет упругости стенок незначительно влияет на картину течения и различие величин осредненных сдвиговых напряжений в «жесткой» и «упругой» постановках не превышает 10 %. Поэтому в первом приближении при экспериментальных исследованиях можно использовать жесткие модели сосудов [8].

На сегодняшний день самым распространенным клиническим методом диагностики кровотока является ультразвуковой доплеровский метод, благодаря его низкой стоимости, неинвазивности и простоте использования. Предоставление информации о вихревой структуре кровотока в сосуде сложной пространственной конфигурации в виде ультразвуковых картин открывает для врачей новые возможности для усовершенствования диагностики сосудистых патологий. Численное моделирование, проводимое в предположении о ламинарном характере течения, позволяет получать детальную информацию о полях скоростей, помогающую расшифровать сложные картины ультразвуковых измерений [9].

Данная работа посвящена изучению структуры течения на модели среднестатистической бифуркации брюшной аорты и последующих бифуркаций подвздошных

артерий с помощью ультразвукового доплеровского метода и численного моделирования. Исследование включает анализ влияния стеноза в общей подвздошной артерии на структуру течения.

### Модель бифуркации брюшной аорты и последующих бифуркаций общих подвздошных артерий

Используемая в настоящей работе модель среднестатистической конфигурации брюшной аорты и подвздошных артерий построена по осредненным клиническим данным [10 – 15]. В этой разработанной модели учтены характерные пространственные изгибы сосудистого участка из трех бифуркаций.

Модель включает выходной участок брюшной аорты диаметром 18 мм, которая разделяется на правую и левую общие подвздошные артерии диаметром  $D = 10,8$  мм (рис. 1).

Общие подвздошные артерии в свою очередь разделяются на наружные (диаметр – 9,0 мм) и внутренние (диаметр – 5,5 мм) подвздошные артерии. Общая длина модели аорты составляет 215 мм.

Отклонения от оси выходного участка брюшной аорты для общих подвздошных артерий составляют: для левой –  $20^\circ$ , для правой –  $25^\circ$ .

Угол между внутренними и наружными подвздошными артериями составляет

$30^\circ$  (на виде сбоку) и  $40^\circ$  (на виде спереди).

Угол между осью брюшной аорты и плоскостью общих подвздошных артерий составляет  $160^\circ$ .

В правой общей подвздошной артерии расположен гемодинамически значимый осесимметричный стеноз, длина которого оставляет  $L_s = 22$  мм, проходной диаметр  $D_s = 5,9$  мм. Степень сужения стеноза (по площади)

$$STI = (1 - D_s^2/D^2) \cdot 100 \% = 70 \%$$

Изменение радиуса  $R$  сосуда в области стеноза по оси сосуда задано формулой:

$$R = 0,5D_s + 0,5(D - D_s)\cos^2(\pi y/L_s),$$

$$-L_s/2 \leq y \leq L_s/2.$$

Поскольку бифуркация брюшной аорты практически симметрична (имеется лишь небольшое различие в углах отклонения правой и левой общей подвздошной артерий от оси выходного участка брюшной аорты), разработанная модель позволила провести сравнительное исследование течения в здоровой и стенозированной ветвях.

Разработанная модель спроектирована в программном комплексе SolidWorks 2016 и изготовлена с помощью 3D-прототипирования. При печати использовался фотополимер FLGPGR04, который позволяет проводить исследование потока ультразвуковым доплеровским методом.

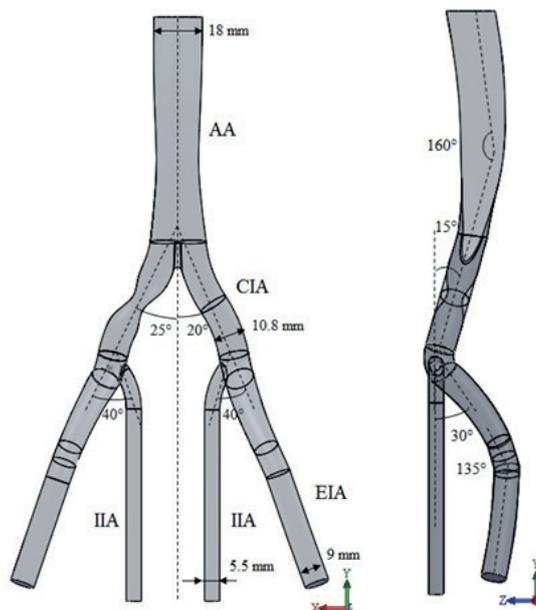


Рис. 1. Модель среднестатистических бифуркаций брюшной аорты и подвздошных артерий: AA – брюшная аорта, CIA – общие подвздошные артерии, EIA – наружные подвздошные артерии, IIA – внутренние подвздошные артерии

**Постановка расчетного исследования и вычислительные аспекты**

Численное моделирование течения в рассматриваемой модели участка сосудистого русла проводилось в предположении о стационарности и ламинарном характере движения жидкости. Решалась полная система уравнений Навье – Стокса для несжимаемой ньютоновской жидкости с постоянной вязкостью.

Были приняты следующие параметры жидкости: динамический коэффициент вязкости  $\mu = 0,004$  Па·с; плотность  $\rho = 1050$  кг/м<sup>3</sup>. На входе в расчетную область задавался расход  $Q_{AA} = 4$  л/мин (это соответствует максимальному по сердечному циклу расходу в брюшной аорте [5]); расходы на выходах из подвздошных артерий задавались следующим образом:

для правой ЕИА – 0,8 л/мин,

для левой ЕИА – 1,44 л/мин,

для левой ПИА – 1,04 л/мин;

на выходе из правой ПИА задавался нулевой уровень давления.

Величины и соотношение расходов в подвздошных артериях в здоровой ветке подбирались в соответствии с клиническими данными [5, 12]. На стенках ставилось условие прилипания. Характерные значения среднерасходных скоростей, диаметров сосудов и соответствующие значения числа Рейнольдса в ветвях модели представлены в табл. 1.

Расчетная область в основном покрывалась квазиструктурированной сеткой с гексаэдральными элементами с пятью призматическими слоями у стенок. Общее число

Таблица 1  
Значения числа Рейнольдса  $Re$  и среднерасходной скорости  $V_b$  в ветвях модели

Сосуд	$Re$	$V_b$ , см/с	$D$ , мм
AA	1230	26	18
Right EIA	500	21	9
Right ПИА	720	50	5,5
Left EIA	900	38	9
Left ПИА	1040	72	5,5

Обозначение:  $D$  – диаметр сосуда. Названия сосудов приведены в подписи к рис. 1.

ячеек расчетной сетки составляло около 3 млн. Расчетная сетка создана с применением программы ICEM 16.2. Расчеты проводились с использованием программного пакета ANSYS CFX 16.2, со вторым порядком точности пространственной дискретизации.

**Экспериментальная установка и методика измерений**

Для экспериментального исследования структуры течения в разработанной модели собрана установка с циркулирующей в ней кровеемитирующей жидкостью, состоящая из двух замкнутых гидравлических контуров: рабочего, в котором установлена исследуемая модель, и дополнительного, с помощью которого рабочий гидравлический контур заполняется жидкостью. Схема экспериментальной установки показана на рис. 2.

В замкнутом гидравлическом контуре 1 постоянный поток жидкости с расходом  $Q = 4$  л/мин на входе в брюшную аорту создается центробежным насосом 2. Для подавления возмущений за насосом и формирования равномерного профиля скорости, на входе в модель установлен хонейкомб 4, изготовленный из прямой трубки диаметром 18 мм, внутри которой вклеены трубки диаметром 2 мм и длиной 10 мм. Расход контролируется с помощью датчиков электромагнитного

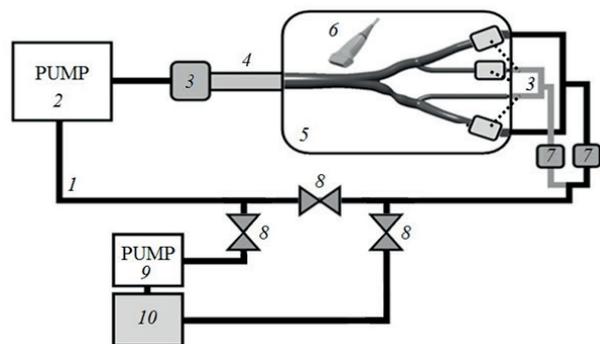


Рис. 2. Схема экспериментальной установки: 1 – замкнутый гидравлический контур; 2, 9 – центробежный и роликовый насосы, соответственно; 3 – датчики электромагнитного расходомера; 4 – хонейкомб; 5 – акустическая ванночка с моделью бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий; 6 – датчик ультразвукового сканера; 7 – регуляторы расхода; 8 – вентили слива жидкости; 10 – контейнер с кровеемитирующей жидкостью

расходомера 3, установленных перед хонейкомбом 4, на левой наружной и на обеих внутренних подвздошных артериях. На выходах из здоровой и стенозированной ветвей, с помощью регуляторов 7 устанавливаются следующие соотношения расходов:

в правой ветви  $Q_{EIA}/Q_{IIA} = 1,1$ ;

в левой –  $Q_{EIA}/Q_{IIA} = 1,4$ ,

что соответствует граничным условиям и результатам расчета.

Кровеимитирующая жидкость представляет собой 36%-ый водно-глицериновый раствор с добавлением хлорида натрия  $NaCl$  (10 г/л), необходимого для работы датчика электромагнитного расходомера. Плотность жидкости  $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$ , вязкость близка к вязкости крови и составляет  $\mu = 0,004 \text{ Па}\cdot\text{с}$ .

Для получения экспериментальных данных о поле скорости в модели использовался ультразвуковой сканер LogicScan 64, снабженный линейным датчиком с рабочей частотой 5 – 7 МГц. Доплеровский спектр скоростей выводится в реальном времени на экран компьютера через интерфейс программы EchoWave II, обрабатывающей сигналы сканера. В качестве рассеивающих ультразвуковых частиц используется суспензия гуашевой краски (5 г/л).

Визуализация полей осевой скорости  $V_n$  и проекции поперечной скорости  $V_t$  на ось

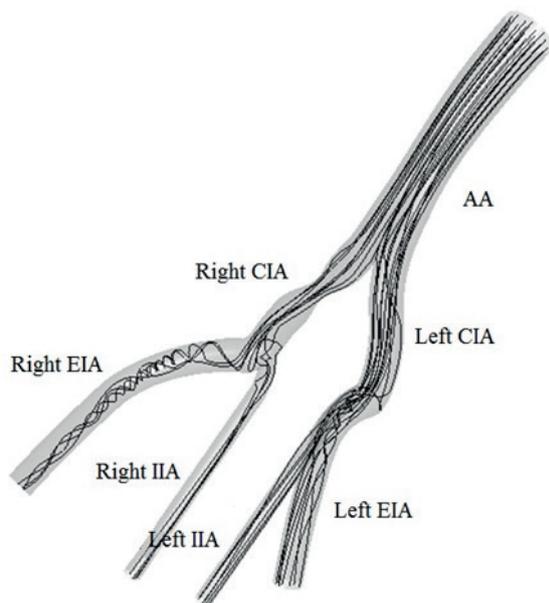


Рис. 3. Рассчитанные линии тока в модели бифуркации брюшной аорты.

Полные названия сосудов приведены в подписи к рис. 1

ультразвукового датчика проводится в режиме цветного доплеровского картирования (ЦДК). Для измерения осевой скорости ультразвуковой датчик устанавливался под углом  $60^\circ$  к оси сосуда, для измерения проекции поперечной скорости – под углом  $90^\circ$ . В режиме ЦДК используется шкала скорости кровотока: оттенки красного, синего и область серого цвета. Красный цвет визуализирует зоны со скоростями, направленными к датчику, синий – от датчика, серый – зоны малых скоростей, которые не может устойчиво измерять ультразвуковой датчик.

### Влияние стеноза на структуру течения

Расчеты показали, что в рассмотренной модели бифуркации брюшной аорты и последующих бифуркациях подвздошных артерий формируется сложная вихревая структура, которая трансформируется по длине сосуда. На рис. 3 представлена общая картина линий тока. Видно, что регулярная структура потока сильно меняется за стенозом. Положение и размеры зоны обратных токов определяются по полям осевой скорости (рис. 4). За бифуркацией общей подвздошной артерии в ветви без

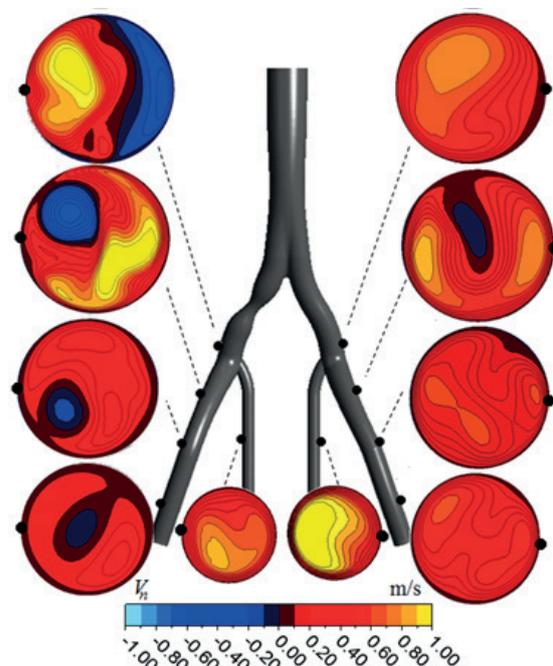


Рис. 4. Расчетное влияние стеноза на поле осевой скорости  $V_n$  (м/с).

Шкала скорости кровотока в сечениях сосудов: оттенки красного – осевая скорость направлена к УЗ датчику, синего – от датчика, а темные оттенки цветов – малые скорости

стеноза наблюдается небольшая зона обратных токов (область отрицательных скоростей темно-серого цвета, порядка 10% от площади сечения), которая исчезает на расстоянии двух калибров ниже по течению.

Стеноз приводит к формированию отрывной зоны у внутренней стенки общей подвздошной артерии, которая сохраняется по всей длине наружной подвздошной артерии. Во внутренних подвздошных артериях отрывные зоны не образуются независимо от наличия стеноза выше по потоку (рис. 4).

Стоит отметить, что в рассматриваемой модели встречается большое разнообразие вихревых структур (рис. 5, *a, b*). Согласно расчетам, за бифуркацией брюшной аорты в общих подвздошных артериях формируется двухвихревое течение. В ветви без стеноза после первой бифуркации в общих подвздошных артериях формируются парные вихри Дина, которые далее преобразуются, формируя на выходе из рассматриваемого участка артерии течение с четырьмя вихрями.

Двухвихревое течение за стенозом преобразуется в одновихревое, которое со-

храняется по всей длине правой наружной подвздошной артерии.

На выходе из рассматриваемых участков внутренних подвздошных артерий развивается переходное течение – от двухвихревого к одновихревому, в котором один вихрь значительно преобладает по размеру над вторым.

### Сопоставление расчетных и экспериментальных результатов

Расчетные поля поперечной скорости сопоставлены с экспериментальными результатами в табл. 2. Представлены поля проекции поперечной скорости на ось ультразвукового датчика в двух видах: ультразвуковые (УЗ) изображения и рассчитанные поля, построенные в шкале режима ЦДК УЗ-сканера; дополнительно представлены картины рассчитанных линий тока поперечного течения, позволяющие установить количество, расположение и форму вихрей в нескольких сечениях исследованной модели. Сравнение проводится в сечениях, иллюстрирующих разнообразие вихревых структур. На ультразвуковых изображениях направления проекции поперечной скорости на ось датчика помечены стрелками

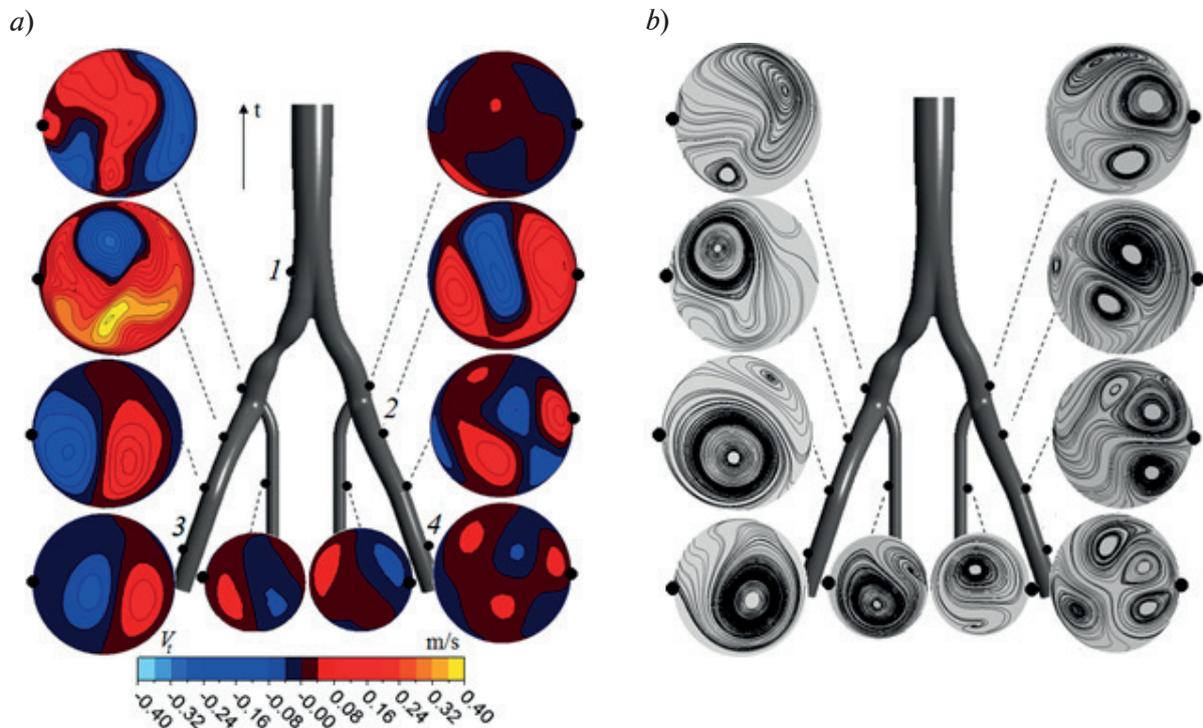
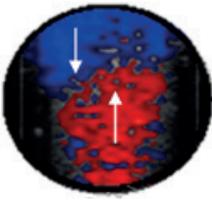
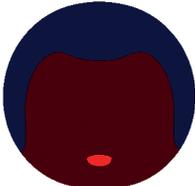
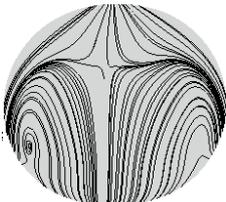
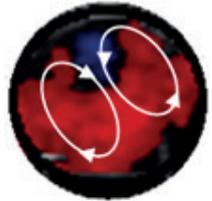
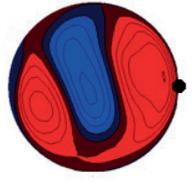
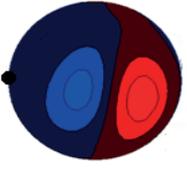
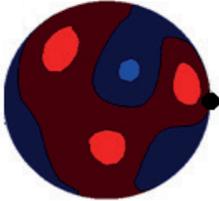
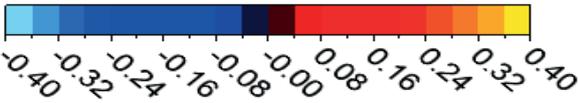


Рис. 5. Расчетное влияние стеноза на структуру поперечного течения: изолинии скорости (*a*) и линии тока (*b*).

Цифрами обозначены сечения, в которых результаты расчета сравниваются в табл. 2 с ультразвуковыми измерениями

Таблица 2  
Сопоставление результатов расчетных и измеренных полей проекции поперечной скорости

Номер сечения	Поле проекции поперечной скорости на ось УЗ датчика		Линии тока поперечного течения
	Результат УЗ эксперимента	Результат расчета	
<i>Сужающееся течение</i>			
1			
<i>Двухвихревое течение</i>			
2			
<i>Одновихревое течение</i>			
3			
<i>Четырехвихревое течение</i>			
4			
<p><math>V_t</math> <span style="float: right;">m/s</span></p>  <p>-0.40 -0.32 -0.24 -0.16 -0.08 -0.00 0.08 0.16 0.24 0.32 0.40</p>			

Примечание. Расположение пронумерованных сечений сосудов приведено на рис. 5.



для каждой области. Датчик находится со стороны верхней части ультразвуковых изображений.

Перед бифуркацией брюшной аорты происходит сужение потока в конфузормом участке, которое характеризуется двухцветным ультразвуковым изображением (сечение 1): здесь область отрицательной проекции поперечной скорости располагается ближе к датчику, область положительной проекции – дальше от датчика.

Выраженное закрученное течение, которое формируется в наружной подвздошной артерии (в ветви со стенозом), характеризуется двухцветным ультразвуковым изображением (сечение 2), граница между этими областями расположена приблизительно параллельно оси ультразвукового датчика: слева находится область отрицательной проекции поперечной скорости (синий цвет), справа – область положительной проекции (красный цвет).

После бифуркации общей подвздошной артерии формируется двухвихревое течение (сечение 3), которое на ультразвуковом изображении характеризуется сочетанием нескольких областей: слева – положительная (красный цвет), в центре – отрицательная проекция поперечной скорости (синий цвет) и справа – положительная (красный цвет).

Анализ данных показывает, что результаты эксперимента качественно согласуются с результатами расчета. Одновихревое течение отчетливо прослеживается на ультразвуковых изображениях. При увеличении количества вихрей до двух картина усложняется и наблюдаются некоторые отличия от результатов расчета в размерах области положительной проекции поперечной скорости. Однако в целом положение областей соответствует расчету. Более сложное течение, сформированное четырьмя вихрями малой интенсивности (сечение 4), обнаружить ультразвуковым доплеровским методом цветного картирования было

затруднительно.

### Заключение

Посредством численного моделирования и измерений ультразвуковым доплеровским методом получена детальная информация о структуре течения в модели, включающей среднестатистическую бифуркацию брюшной аорты, бифуркации общих подвздошных артерий и участки наружных и внутренних подвздошных артерий.

В случае пространственно-изогнутой наружной подвздошной артерии без стеноза, формируется двухвихревое течение, которое ниже по потоку трансформируется в течение с четырьмя вихрями. Наличие гемодинамически значимого стеноза в общей подвздошной артерии приводит к формированию отрывной зоны, которая сохраняется по ее длине. Следующие за стенозом пространственные изгибы наружной подвздошной артерии приводят к генерации в ней закрученного течения. На выходе из рассматриваемых участков внутренних подвздошных артерий формируется переходное течение от двухвихревого к одновихревому – один вихрь значительно преобладает по размерам над вторым.

Численное моделирование подтвердило возможность ультразвуковой регистрации одно- и двухвихревой структуры поперечного течения в пространственной модели сосудистого русла. В частности, ультразвуковым методом регистрируются направление вращения, интенсивность и положение вихрей.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований.

Название: «Пространственно-временная структура кровотока в бифуркации здоровой брюшной аорты и при окклюзирующих поражениях подвздошных артерий», грант РФФИ № 18-01-00629.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Moore J.E., JR., Maier S.E., Ku D.N., Boensiger P. Hemodynamics in the abdominal aorta: a comparison of *in vitro* and *in vivo* measurements // Journal of Applied Physiology. 1994. Vol. 76. No. 4 Pp. 1520–1527.
2. Lee D., Chen J.Y. Pulsatile flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral

branches // Biomedical Engineering: Applications, Basis & Communications. 2003. Vol. 15. No. 5. Pp. 170–178.

3. Long Q., Xu X.Y., Bourne M., Griffith T.M. Numerical study of blood flow in an anatomically realistic aorto-iliac bifurcation generated from MRI data //Magnetic Resonance in Medicine.

2000. Vol. 43. No. 4. Pp. 565–576.

4. Lee D., Chen J.Y. Numerical simulation of steady flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches // *Journal of Biomechanics*. 2002. Vol. 35. No. 8. Pp. 1115–1122.

5. Ke L., Wentao J., Yu C., Xiaobao T., Zhihong Z., Ding Y. Fluid-solid interaction analysis on iliac bifurcation artery: a numerical study // *International Journal of Computational Methods*. 2018. Vol. 16. No. 5. Pp. 1–18.

6. Soares A.A., Gonzaga S., Oliveira C., Simxes A., Rouboa A.I. Computational fluid dynamics in abdominal aorta bifurcation: non-Newtonian versus Newtonian blood flow in a real case study // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 20. No. 8. Pp. 1–10.

7. Гатаулин Я.А., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М., Юхнев А.Д. Структура нестационарного течения в пространственно-извитой модели общей сонной артерии со стенозом: численное исследование // *Российский журнал биомеханики*. 2019. Т. 23. № 1. С. 69–78.

8. Юхнев А.Д., Сеницына Д.Э. Разработка технологии изготовления и исследование моделей кровеносных сосудов // *Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки*. 2012. № 3(153). С. 75–79.

9. Гатаулин Я.А., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М., Федорова Е.А., Юхнев А.Д. Расчетно-экспериментальное исследование слабозакрученного течения жидкости в модели кровеносного сосуда со стенозом // *Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки*. 2015. № 4 (230). С. 36–47.

10. Lorbeer R., Grotz A., Dörr M., Völzke H., Lieb W., Kühn J.-P., Mensel B. Reference values of vessel diameters, stenosis prevalence, and arterial variations of the lower limb arteries in a male population sample using contrast-enhanced MR angiography // *PLoS One*. 2018. Vol. 13. No. 6. e0197559. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0197559>

11. Cuomo F., Roccabianca S., Dillon-Murphy D., Xiao N., Humphrey J.D., Figueroa C.A. Effects of age-associated regional changes in aortic stiffness on human hemodynamics revealed by computational modeling // *PLoS One*. 2017. Vol. 12. No. 3. e0173177. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173177>

12. Kurra V., Schoenhagen P., Roselli E.E., et al. Prevalence of significant peripheral artery disease in patients evaluated for percutaneous aortic valve insertion: preprocedural assessment with multidetector computed tomography // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2009. Vol. 137. No. 5. Pp. 1258–1264.

13. Shah P.M., Scartont H.A., Tsapogas M.J. Geometric anatomy of the aortic-common iliac bifurcation // *Journal of Anatomy*. 1978. Vol. 126. Pt. 3. Pp. 451–458.

14. O'Flynn P.M., O'Sullivan G., Pandit A.S. Geometric variability of the abdominal aorta and its major peripheral branches // *Annals of Biomedical Engineering*. 2010. Vol. 38. No. 3. Pp. 824–840.

15. Yeung J.J., Jin Kim H., Abbruzzese T.A., et al. Aortoiliac hemodynamic and morphologic adaptation to chronic spinal cord injury // *Journal of Vascular Surgery*. 2007. Vol. 44. No. 6. Pp. 1254–1265.

*Статья поступила в редакцию 01.10.2019, принята к публикации 15.11.2019.*

#### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

**СИНИЦЫНА Дарья Эдуардовна** – аспирантка кафедры «Гидроаэродинамика, горение и теплообмен» Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
sinicina.daria@yandex.ru

**ЮХНЕВ Андрей Данилович** – заведующий учебной лабораторией кафедры «Гидроаэродинамика, горение и теплообмен» Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
a.yukhnev@mail.ru

**ЗАЙЦЕВ Дмитрий Кириллович** – доктор физико-математических наук, профессор кафедры «Гидроаэродинамика, горение и теплообмен» Санкт-Петербургского политехнического



университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.  
195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
zaitsev-aero@yandex.ru

**ТУРКИНА Мария Валерьевна** – студентка кафедры «Гидроаэродинамика, горение и теплообмен» Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.  
195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
turkinamaria@mail.ru

## REFERENCES

1. Moore J.E., Ku D.N., Hemodynamics in the abdominal aorta: a comparison of *in vitro* and *in vivo* measurements, *Journal of Applied Physiology*. 76 (4) (1994) 1520–1527.
2. Lee D., Chen, J.Y., Pulsatile flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches, *Biomedical Engineering: Applications, Basis & Communications*. 15 (5) (2003) 170–178.
3. Long Q., Xu X.Y., Bourne M., Griffith T.M., Numerical study of blood flow in an anatomically realistic aorto-iliac bifurcation generated from MRI data, *Magnetic Resonance in Medicine*. 43 (4) (2000) 565–576.
4. Lee D., Chen J.Y., Numerical simulation of steady flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches, *Journal of Biomechanics*. 35 (8) (2002) 1115–1122.
5. Ke L., Wentao J., Yu C., et al., Fluid-solid interaction analysis on iliac bifurcation artery: a numerical study, international, *Journal of Computational Methods*. 16 (5) (2018) 1–18.
6. Soares A.A., Gonzaga S., Oliveira C., et al., Computational fluid dynamics in abdominal aorta bifurcation: non-Newtonian versus Newtonian blood flow in a real case study, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 20 (8) (2017) 1–10.
7. Gataulin Y.A., Zaitsev D.K., Smirnov E.M., Yukhnev A.D., Structure of unsteady flow in the spatially curved model of the common carotid artery with stenosis: a numerical study, *Russian Journal of Biomechanics*. 23 (1) (2019) 58–66.
8. Yukhnev A.D., Sinitsyna D.E., The blood vessel models: the technology development for making and following investigation, *St. Petersburg State Polytechnical University Journal: Physics and Mathematics*. (3(153)) (2012) 75–79.
9. Gataulin Y.A., Zaitsev D.K., Smirnov E.M., et al., Weakly swirling flow in a model of blood vessel with stenosis: numerical and experimental study, *St. Petersburg Polytechnical University Journal: Physics and Mathematics*. 1 (4) (2015) 364–371.
10. Lorbeer R., Grotz A., Dörr M., et al., Reference values of vessel diameters, stenosis prevalence, and arterial variations of the lower limb arteries in a male population sample using contrast-enhanced MR angiography, *PLoS One*. 13 (6) (2018), e0197559. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0197559>
11. Cuomo F., Roccabianca S., Dillon-Murphy D., et al., Effects of age-associated regional changes in aortic stiffness on human hemodynamics revealed by computational modeling, *PLoS One*. 12 (3) (2017) e0173177. [/10.1371/journal.pone.0173177](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173177).
12. Kurra V., Schoenhagen P., Roselli E.E., et al., Prevalence of significant peripheral artery disease in patients evaluated for percutaneous aortic valve insertion: preprocedural assessment with multidetector computed tomography, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 137 (5) (2009) 1258–1264.
13. Shah P.M., Scartont H.A., Tsapogas M.J., Geometric anatomy of the aortic-common iliac bifurcation, *Journal of Anatomy*. 126 (Pt. 3) (1978) 451–458.
14. O’Flynn P.M., O’Sullivan G., Pandit A.S., Geometric variability of the abdominal aorta and its major peripheral branches, *Annals of Biomedical Engineering*. 38 (3) (2010) 824–840.
15. Yeung J.J., Jin Kim H., Abbruzzese T.A., et al., Aortoiliac hemodynamic and morphologic adaptation to chronic spinal cord injury, *Journal of Vascular Surgery*. 44 (6) (2007) 1254–1265.

*Received 01.10.2019, accepted 15.11.2019.*

## THE AUTHORS

**SINITSYNA Daria E.**

*Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University*  
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation  
sinicina.daria@yandex.ru

**YUKHNEV Andrey D.**

*Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University*  
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation  
a.yukhnev@mail.ru

**ZAITSEV Dmitrii K.**

*Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University*  
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation  
zaitsev-aero@yandex.ru

**TURKINA Maria V.**

*Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University*  
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation  
turkinamaria@mail.ru