

УДК: 51-76, 616.13-089

Моделирование гемодинамики сосудистых протезов «КемАнгипротез» *in silico*

**Клышников К.Ю.¹, Овчаренко Е.А.¹, Борисов В.Г.², Сизова И.Н.¹,
Бурков Н.Н.¹, Батрагин А.В.³, Кудрявцева Ю.А.¹, Захаров Ю.Н.²,
Шокин Ю.И.⁴**

¹ФГБНУ «НИИ Комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово,
Россия

²ФГБОУ высшего образования «Кемеровский государственный университет»
Кемерово, Россия

³ФГАОУ высшего образования «НИ Томский Политехнический Университет», Томск,
Россия

⁴ФГБУН «Институт вычислительных технологий СО РАН», Новосибирск, Россия

Аннотация. Работа описывает аспекты применения численного моделирования потоков жидкости в клинической медицине при вмешательствах на сосудистом русле человека. Используемый в исследовании метод моделирования верифицирован с использованием данных доплер-эхографии конечного пациента. Показано, что отклонение между численным экспериментом и клиническими данными – кривыми давления на входе и выходе исследуемых сосудов, составляет 20 %. Полученные количественные характеристики потока: пиковая систолическая скорость, конечная диастолическая скорость, минимальная диастолическая скорость, индекс резистивности, индекс пульсации, индекс систола/диастола сопоставимы между верификационными и экспериментальными данными. Так, для проксимального участка в случае клинических данных соответствующие показатели составили 96.5 см/с; 4.,5 см/с; 36.2 см/с; 1.,05; 11.5; 21.3. Для моделирования – 107.9 см/с; 4.44 см/с; 43.9 см/с; 1.05; 12.0; 24.3. В работе описано применение исследуемого метода на двух клинических сосудистых протезах «КемАнгиопротез» для оценки зон повышенного сдвигового напряжения и, таким образом, риском возникновения тромбообразования. Показано, что распределение критических зон соответствует зонам анастомозов-сшивков между сегментами изделия, что может являться потенциальным местом для оптимизации протеза.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, гидродинамика, протезирование, доплер-эхография.

ВВЕДЕНИЕ

Атеросклеротические поражения артерий, приводящие к региональному нарушению гемодинамики – тяжелой ишемии, является причиной 90 % всех случаев ампутации нижних конечностей [1]. Протезы, применяемые в современной сосудистой хирургии, позволяют минимизировать риск операций реваскуляризации нижних конечностей, улучшить качество и длительность жизни пациентов [2]. Вследствие недостатка ауто- и аллогенного материала для проведения подобных вмешательств

достаточное распространение получили протезы сосудистого русла биологического ксеногенного происхождения – сонная артерия свиньи, внутренняя грудная артерия крупного рогатого скота [3, 4]. Преимущества биоматериалов основаны на сродстве их механических и функциональных характеристик нативным тканям реципиента: эластичности, биомеханики и высокой биосовместимости [5]. Однако биологическая природа данных материалов детерминирует высокую вариативность их механических и геометрических характеристик, сказывающихся на сложности технологии производства и рисках клинических осложнений [6, 7].

Типичным осложнением применения сосудистых протезов в реконструктивных вмешательствах на нижних конечностях (ниже пупартовой связки) является тромбозы, частота которых может достигать 45 % случаев. Существующие работы показывают ассоциацию процесса тромбообразования с высоким сдвиговым напряжением в сосудистой стенке за счет действия тока крови, а также возникновением турбулентности потока [8–10]. С учетом вариативности геометрии внутренней стенки, данная теория может оказаться особенно актуальной для биопротезов. Однако в условиях *in vitro* эксперимента оценить особенности потока и напряжения в стенке во многих случаях не представляется возможным – метод трассирующих частиц (PIV) неприменим в непрозрачных сосудах, а анализ сдвиговых напряжений изначально носит исключительно численный характер, не позволяющий получить его экспериментально [11]. В связи с этим, методы компьютерного моделирования могут стать ценным инструментом для решения подобных задач. Вопросам компьютерного моделирования течения в кровеносных сосудах и сосудистых протезах сложной конфигурации посвящено большое количество работ, отличающихся как выбором конкретного объекта моделирования, так и подходами к построению и исследованию модели. Так в работах [8, 12, 13] изучаются двумерные модели течения в сосудах со стенозом и исследуются факторы, влияющие на процесс тромбообразования. Работы [14–16] и многие другие (см., например, обзорные статьи [17, 18]) посвящены исследованию гемодинамических аспектов течения в сосудах, бифуркациях и анастомозах с идеализированной трехмерной геометрией. В перечисленных выше работах используются современные пакеты прикладных программ в области гидродинамики и механики твердого тела (Simulia Abaqus, Simulia SolidWorks Simulation, ANSYS), которые получили широкое распространение в медицине [19–21]. В последнее время появляется все большее количество работ, например, [22–24], посвященных моделированию течения в сосудах с персонально специфической геометрией, реконструированной на основе медицинских изображений. Аналогичный подход использован и в настоящей работе – геометрия моделируемого сосуда воспроизведена по результатам сканирования клинических протезов. Численное моделирование проводится в ПО «OpenFoam».

Совместное использование математического моделирования, численных методов и лабораторных экспериментов позволяет создать инструментарий, который может использоваться для оценки расположения критических зон в сосудистых протезах. Наличие прогностических инструментов и методики поиска таких областей в конструкции протеза может снизить частоту осложнений и повысить эффективность и безопасность процедуры в целом, а также определить пути оптимизации таких изделий.

Целью работы является валидация и оценка перспектив *in silico* моделирования гемодинамики сосудистых протезов «КемАнгиопротез» (ЗАО «НеоКор», г. Кемерово), применяемых для инфраингвинального протезирования, на примере клинического случая.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Реконструкция моделей сосудов

Для проведения компьютерного моделирования на подготовительном этапе получали три пространственные компьютерные модели исследуемых сосудистых протезов на основе бычьей внутренней грудной артерии, предназначенных для клинического применения, «КемАнгиПротез». Срезы высокого разрешения (0.06731 мм/пикс) получали на исследовательской микротомографической (Микро-КТ) установке «Орел-МТ», на базе Томского Политехнического Университета. Режимы сканирования были подобраны на основании размеров и рентгеновской плотности объекта: напряжение – 100 кВ, ток – 5 мА, экспозиция кадра – 1 с, угловой шаг – 0.35 градуса, размер вокселя – 67.3 мкм [25]. Полученные таким образом томографические срезы пакетно обрабатывали в среде MATLAB 2015r (MathWorks, США), используя собственный алгоритм. В основе алгоритма заложена серия преобразований исходных двумерных изображений компьютерных томограмм в трехмерную сетку конечных элементов, регулируемого размера для последующего экспорта в другие приложения (рис. 1). Далее в среде ПО Salome 7.8 (Open Cascade) выделяли внутреннюю оболочку сосуда и проводили ее сглаживание инструментами ПО (рис. 1).

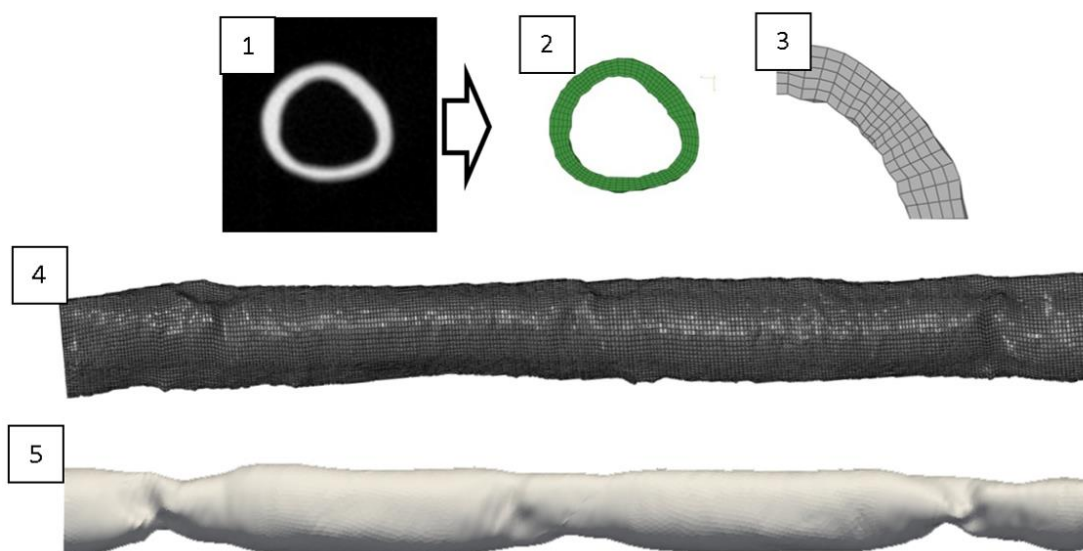


Рис. 1. Краткая схема получения трехмерной модели сосуда методами МикроКТ, последующей реконструкцией стенки и расчетной области: 1 – исходные срезы, полученные на МикроКТ установке; 2 – конечно-элементная сетка, на примере одного среза; 3 – укрупненное изображение сетки, состоящая из шестигранных элементов, аппроксимирующая сосудистую стенку; 4 – полная реконструкция сосудистого протеза; 5 – сглаженная модель центрального просвета сосуда.

Геометрия

Внутреннюю область сосудистого протеза продляли в проксимальном и дистальном направлениях для уменьшения влияния на поток граничных условий на входе и выходе. Построенная область является областью решения Ω , а внутренняя стенка сосуда и торцевые срезы определяют границу области решения. Полученные таким образом компьютерные модели использовали на дальнейших стадиях исследования – моделировании потоков и верификации результатов расчетов.

Дифференциальные уравнения

Течение крови в Ω описывается трехмерными уравнениями Навье – Стокса для вязкой несжимаемой жидкости:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \rho U}{\partial t} + (U \cdot \nabla) \rho U &= -\nabla p + \nabla(\mu(\nabla U + (\nabla U)^T)), \\ \operatorname{div}(U) &= 0. \end{aligned} \quad (1)$$

где U – вектор скорости течения,

p – давление,

ρ – плотность (1050 кг/м³),

μ – динамическая вязкость крови (3.510⁻³ кг/м с) [15, 26].

Граничные условия

Боковые стенки сосудов считали абсолютно жесткими, и на них задавали нулевые значения скорости. На входной и выходной границах задавали значения давления, разность которых определяет движение крови. Для скорости на входной и выходной границах устанавливали условия параллельности потока оси сосуда. Создание нестационарного периодического течения жидкости осуществляли периодическим изменением разности давления на входе и выходе. Период колебаний давления принимали равным 1 с, форма кривой изменения давления соответствовала литературным данным [27] и в дальнейшем корректировалась для достижения соответствия данным Допплер-эхографии пациента.

Начальные условия

Для функций U и p задавали нулевые начальные условия. В целях исключения влияния начальных данных на результаты расчетов проводили расчет нескольких циклов колебания давления. В ходе предварительного тестирования было установлено, что периодические колебания скорости течения и характеристики потока стабилизируются к третьему циклу. Далее анализ всех параметров проводили в данном периоде.

Численное моделирование

Численные расчеты были выполнены методом конечных объемов (finite volume) в программном комплексе OpenFoam 3.0 [28, 29] с использованием решателя Pimple, предназначенного для моделирования изотермического течения вязкой несжимаемой однофазной жидкости. Расчеты выполнены в режиме переменного шага по времени с автоматическим подбором шага для поддержания значения числа Куранта не превосходящего 0.8.

Пост-процессинг результатов численных расчетов выполняли средствами OpenFoam 3.0 и с помощью среды ParaView 5.1.2 [30] Анализируемые эпюры представлены для расчетного времени $t = 0.34$ с, соответствующего пику систолы моделируемого цикла «систола-диастола».

Сетки

Для построения расчетной сетки в области течения использовали программное средство Salome 7.8.0 [31]. Расчеты проводили на тетраэдральной сетке Netgen, параметры которой выбирали на основании исследования независимости результатов расчетов от шага сетки. В областях интереса проводили измельчение размеров сетки для повышения точности результатов.

Валидация

Для валидации используемого метода компьютерного моделирования потоков использовали данные Допплер-эхографии пациента П. (67 лет, мужчина), которому на базе Кардиохирургического отделения «НИИ Комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний» в 2016 году было проведено бедренно-подколенное протезирование справа биопротезом «КемАнгиопротез». Оценку гемодинамических показателей проводили на установке экспертного уровня iE33 (Philips, США) в проксимальном и дистальном участках протеза с регистрацией кривых давления и количественных характеристик потока крови (рис. 2).

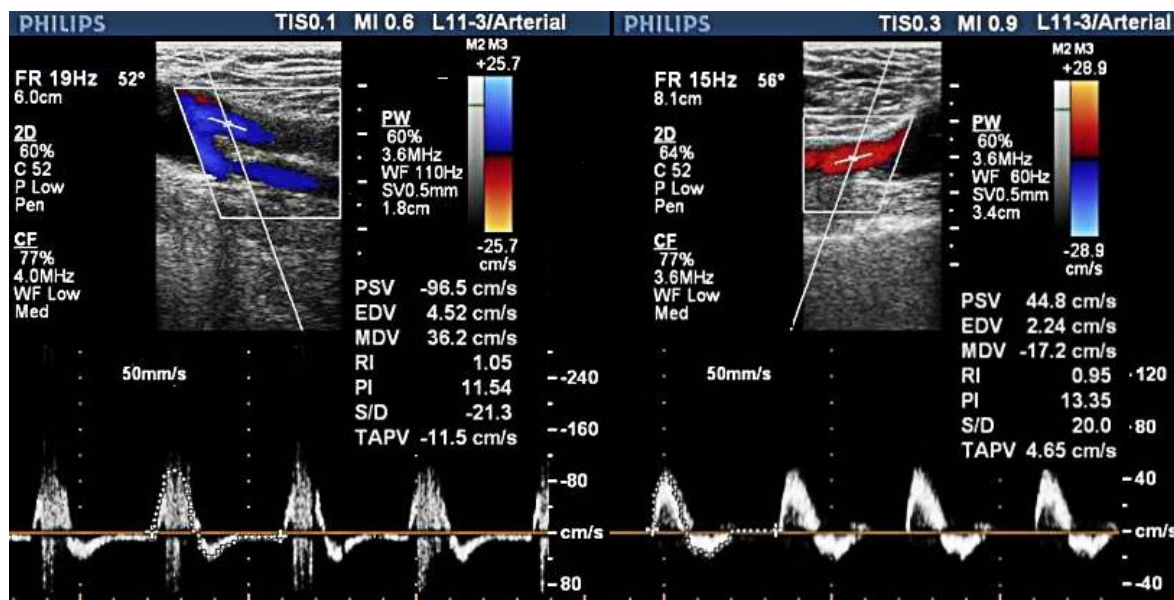


Рис. 2. Данные Допплер-эхографии пациента с установленным протезом, аналогичным используемым в исследовании.

По этим же данным выполняли компьютерное моделирование течения жидкости, используя параметры жидкости, описанные ранее [15, 26] с использованием трехмерной модели сосуда. Проверка адекватности модели осуществлялась по степени совпадения данных Допплер-эхографии, таких как форма кривой скорости потока и интегральные показатели (см. рис. 2) с результатами численного моделирования.

В качестве интегральных показателей были выбраны следующие: PSV – пиковая систолическая скорость; EDV – конечная диастолическая скорость; MDV – минимальная диастолическая скорость; RI – индекс резистивности, рассчитываемый как отношение (PSV-EDV) к максимальной скорости за цикл; PI – индекс пульсации, представляющий собой отношение (PSV – EDV) к средней скорости за цикл; S/D – индекс систола/диастола, рассчитываемый как отношение максимальной скорости в систолу к максимальной скорости в диастолу.

Оценка критических зон

Для оценки практической применимости разработанной методики проводили анализ особенностей течения потока жидкости в двух моделях сосудистых протезов. Исходно, сосуды на основе сегментов бычьей грудной артерии имеют ограниченную длину, что подразумевает необходимость объединения нескольких сегментов для получения требуемых размеров. Наличие подобных анастомозов-сшивок изначально может сказываться на форме и особенностях потока в протезах и, как следствие, их эффективности. В связи с этим, в исследование включили модель сосуда, в которой

существуют данные анастомозы (сосуд № 1) и модель без таковых (сосуд № 2) (рис. 3). Для полноценного воспроизведения особенностей функционирования сосудов со сшивками, на внутреннюю стенку трехмерной модели было приложено давление, эквивалентное систолическому для данной позиции – с целью формирования перетяжек, характерных для подобных протезов. После чего проводили моделирование течения жидкости, используя описанные выше модели в программном комплексе OpenFoam 3.0 [28, 29].

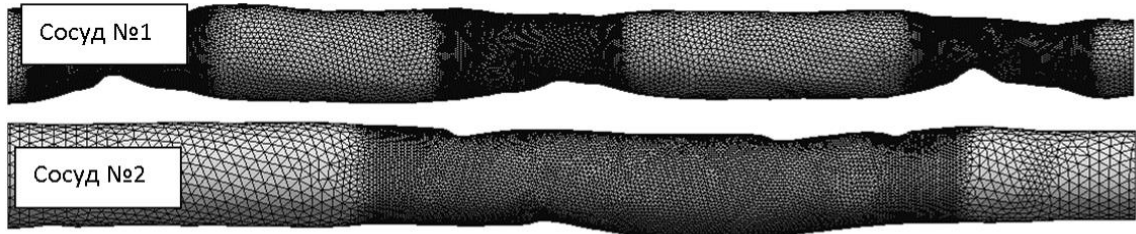


Рис. 3. Модели сосудов, используемые на этапе оценки распределения критических зон: сосуд № 1 – с анастомозами-перетяжками, сосуд № 2 – без перетяжек.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Валидация

В результате сравнения результатов численного моделирования и клинических показателей Допплер-эхографии было показано, что расчетные кривые давления в проксимальном и дистальном участках соответствуют гемодинамике пациента (рис. 4).

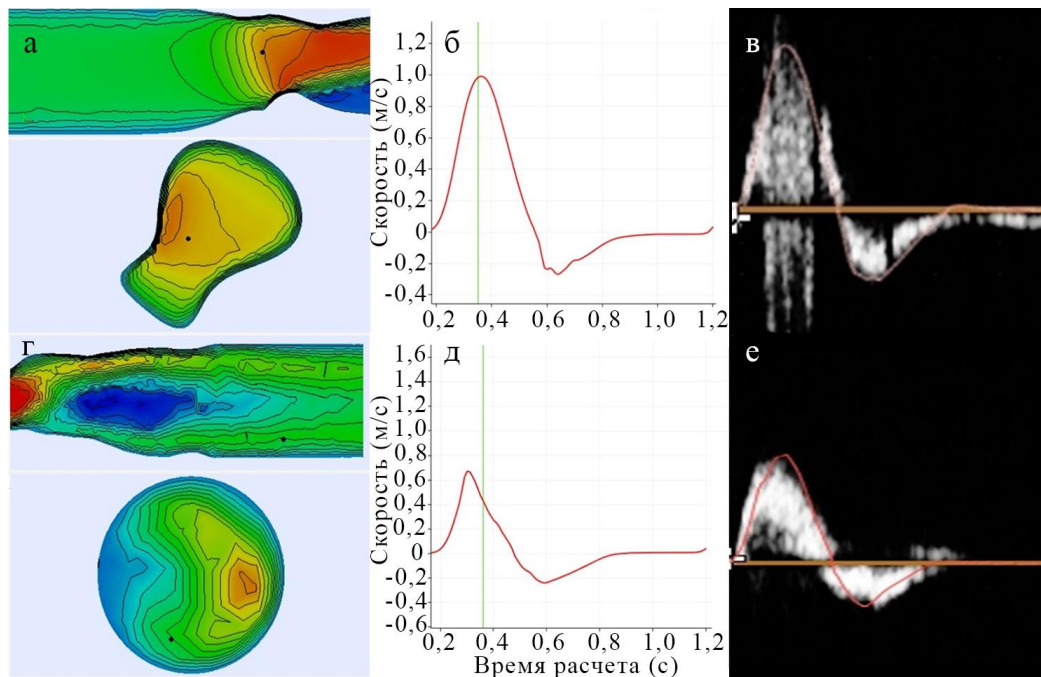


Рис. 4. Результаты валидации моделирования потока: «срезы» потока в проксимальной (а) и дистальной части (г) модели сосуда; кривые скорости течения, полученные в результате моделирования (б и д); то же в сравнении с клиническими данными (в, е).

Количественные характеристики полученного потока также соответствовали наблюдаемым при функциональном исследовании (табл. 1).

Таблица 1. Сравнение клинических показателей гемодинамики и результатов численного моделирования

Показатель	Клинические данные		Данные моделирования	
	Проксимальный	Дистальный	Проксимальный	Дистальный
PSV, см/с	96.5	44.8	107.9	48.2
EDV, см/с	4.5	2.2	4.44	1.22
MDV, см/с	36.2	17.2	43.9	18.4
RI	1.05	0.95	1.05	1.02
PI	11.5	13.3	12.0	9.3
S/D	21.3	20.0	24.3	39.5

Оценка критических зон

В ходе эксперимента оценки наличия и локализации критических зон в двух вариантах моделей сосудистых протезов было показано неравномерное распределение полей исследуемых параметров – сдвигового напряжения, уровня давления. При этом показано, что критические зоны ассоциированы с зонами анастомозов-сшивок (рис. 5–8).

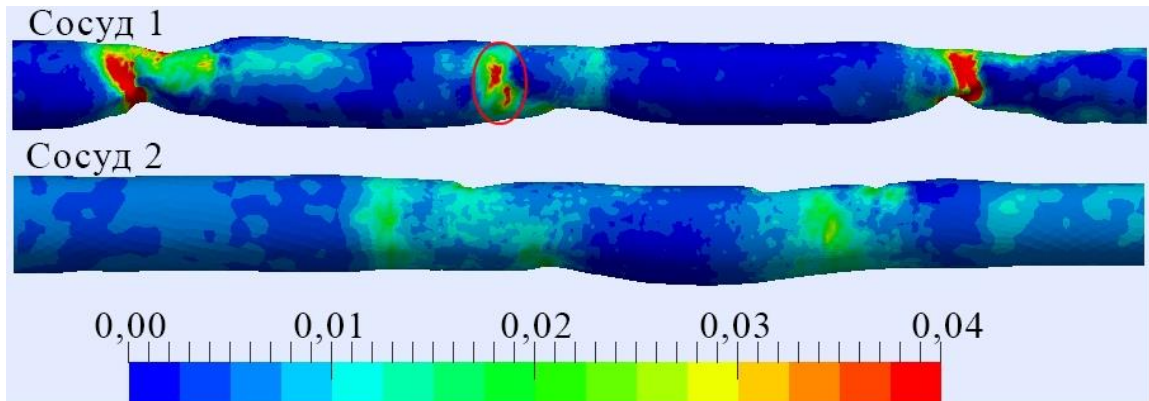


Рис. 5. Эпюры распределения сдвигового напряжения (МПа) на поверхности области вычисления (протеза сосуда).

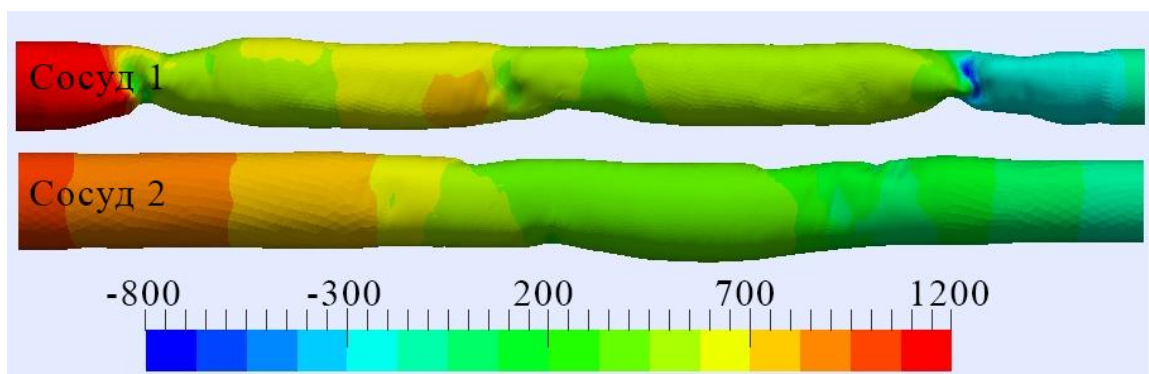


Рис. 6. Эпюры распределения давления (МПа) на поверхности протеза сосуда.

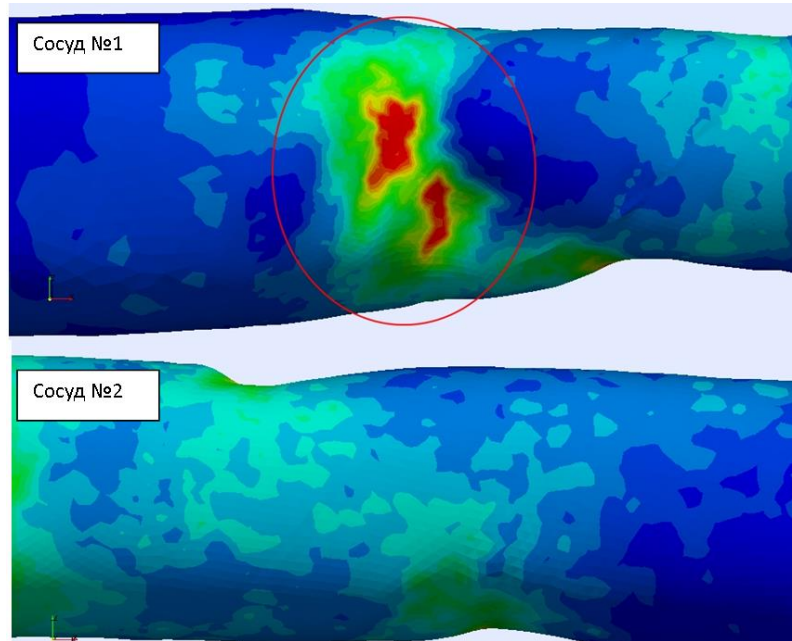


Рис. 7. Укрупненные эпюры распределения сдвигового напряжения (МПА) исследуемых вариантов моделей сосудистых протезов в зонах интереса – анастомозе.

Помимо влияния анастомозов на значения и распределения сдвиговых напряжений, структура потоков значительно зависела от наличия данных элементов (сшивок) в конструкции протеза. Показана значительная неоднородность потока для сосуда № 1 в особенности в областях интереса (рис. 8).

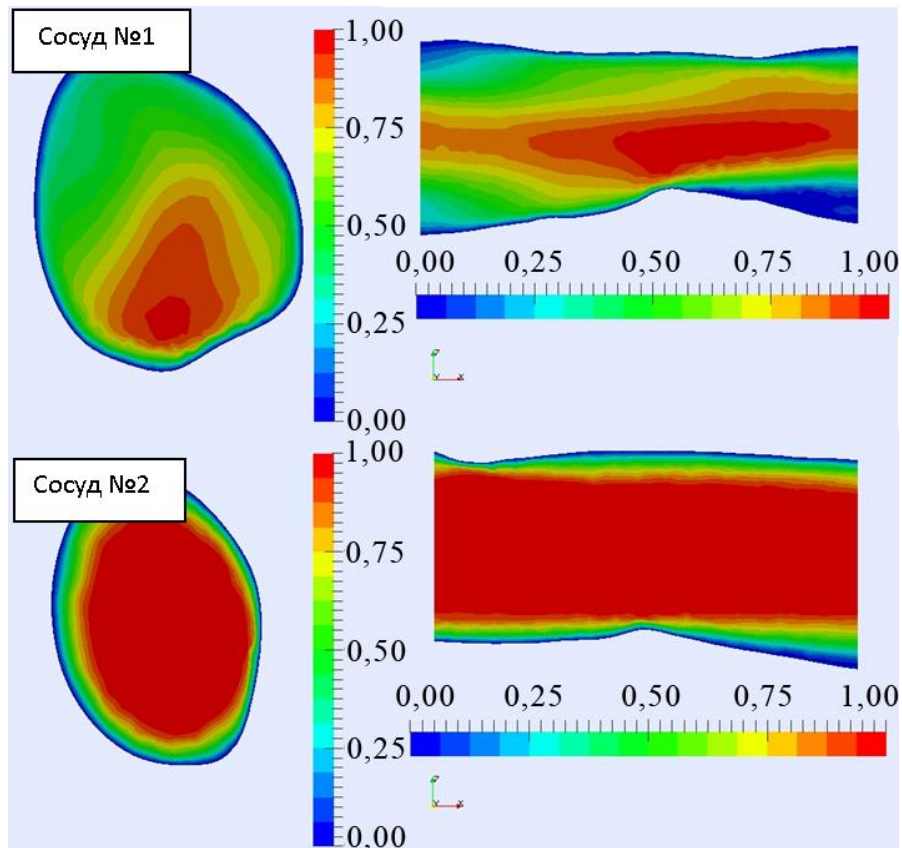


Рис.8. Структура потока в шкалах перемещения (мм), в исследуемых сосудах в продольном и поперечном срезях.

ОБСУЖДЕНИЕ

Сравнение результатов численного моделирования и клинических показателей Допплер-эхографии продемонстрировало высокий уровень соответствия данных – среднеквадратичное отклонение кривых составило 20 %. В связи с этим, а также с хорошим соответствием данных по интегральным показателям (см. табл. 1), можно сделать вывод о том, что оценки критических зон с помощью компьютерного моделирования могут быть использованы для экспресс-анализа сосудистых протезов. Однако несмотря на невысокую степень отклонения результатов моделирования, интерпретацию данных стоит проводить с некой осторожностью. Изначально, оба используемых в работе метода – Допплер-эхография и компьютерное моделирование, являются в значительной мере оператор-зависимыми [32]. В случае клинического исследования это проявляется в особенностях расположения ультразвукового-датчика; текущем состоянии пациента; степени сдавления сосудистого протеза окружающими тканями; в расположении «маркера» области измерения и др. В случае математического моделирования также имеется зависимость результата от большого числа свободных параметров, например, в расположении точек, в которых производят оценку измеряемого показателя, в сложности учета особенностей зоны перехода «сосуд пациента – протез». Поэтому утверждать, что компьютерное моделирование полностью воспроизводит гемодинамику имплантированного сосуда-протеза можно лишь с описанными выше замечаниями. С другой стороны, сравнительный анализ двух и более моделей может выявлять преимущества и недостатки того или иного протеза, которые сложно оценить *in vitro* или, особенно, на производственном этапе. Используемый подход может явиться инструментом предоперационного планирования вмешательств с использованием сосудистых протезов.

В литературе описаны подходы использования моделирования потоков при оценке эффектов несоразмерности перехода «сосуд пациента – протез», влияния степени извитости протеза, его сдавления, бифуркации и т.д. [12, 33, 34]. Однако данные работы описывают, как правило, модели синтетических протезов, вариативность свойств которых незначительна. Большую сложность представляет моделирование потоков в сосудах, изначально имеющих вариативные свойства, изготовленных на основе ксеногенного материала, так как на движение жидкости влияет не только внутренняя пространственная структура протеза, но и качество исходной геометрии, а именно: разрешающей способности сканирования и методов получения 3D моделей. В связи с этим предложенная методика, сочетающая в себе МикроКТ сканирование высокого разрешения, последующая реконструкция сеток и анализ потоков жидкости представляется перспективным комплексом сравнительной оценки наличия и расположения критических зон в сосудистых протезах. Представленная в работе методика может быть применима на этапах оптимизации производства, а также на стадии предоперационного планирования на сосудистом русле человека в качестве прогностического инструмента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Степанов Н.Г. Качество жизни пациента и ее продолжительность после ампутации. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2004. Т. 10. № 4. С.13–16.
2. Савельев В.С. *50 лекций по хирургии*. М.: Media Medica, 2003. 39–48.
3. Бурков Н.Н., Журавлева И.Ю., Барбараш Л.С. Прогнозирование риска развития тромбозов и стенозов биопротезов «КемАнгиопротез» путем построения математической модели. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2013. № 4. С. 5–11.
4. Ивченко А.О., Шведов А.Н., Ивченко О.А. Сосудистые протезы, используемые при реконструктивных операциях на магистральных артериях нижних

- конечностей. *Бюллетень сибирской медицины*. 2017. Т. 16. № 1. С. 132–139. doi: [10.20538/1682-0363-2017-1-132-139](https://doi.org/10.20538/1682-0363-2017-1-132-139)
5. Martin C., Sun W. Biomechanical characterization of aortic valve tissue in humans and common animal models. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*. 2012. Т. 100 № 6. doi: [10.1002/jbm.a.34099](https://doi.org/10.1002/jbm.a.34099)
 6. Барбараш Л.С., Иванов С.В., Журавлева И.Ю., Ануфриев А.И., Казачек Я.В., Кудрявцева Ю.А., Зинец М.Г. 12-летний опыт использования биопротезов для замещения инфраингвинальных артерий. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2006. Т. 12. № 3. С. 91–97.
 7. Мухамадияров Р.А., Рутковская Н.В., Мильто И.В., Васюков Г.Ю., Барбараш Л.С. Патогенетические параллели кальцификации нативных клапанов аорты и ксеногенных биопротезов клапанов сердца. *Гены & клетки*. 2016. Т. 11. № 3. С. 72–79.
 8. Rukhlenko O.S., Dudchenko O.A., Zlobina K.E., Guria G.T. Mathematical Modeling of Intravascular Blood Coagulation under Wall Shear Stress. *PLoS ONE*. 2015. Т. 10. № 7. e0134028. doi: [10.1371/journal.pone.0134028](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134028)
 9. Rumbaut R.E., Thiagarajan P. In: *Platelet-Vessel Wall Interactions in Hemostasis and Thrombosis*. San Rafael (CA): Morgan & Claypool Life Sciences, 2010. P. 11–27.
 10. Ruggeri Z.M. The role of von Willebrand factor in thrombus formation. *Thrombosis research*. 2007. № 120 (Suppl. 1) P. 5–9. doi: [10.1016/j.thromres.2007.03.011](https://doi.org/10.1016/j.thromres.2007.03.011)
 11. Qian M., Niu L., Wong K.K., Abbott D., Zhou Q., Zheng H. Pulsatile flow characterization in a vessel phantom with elastic wall using ultrasonic particle image velocimetry technique: the impact of vessel stiffness on flow dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2014. Т. 61. № 9. P. 2444–2450. doi: [10.1109/TBME.2014.2320443](https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2320443)
 12. Schiller N.K., Franz T., Weerasekara N.S., Zilla P., Reddy B.D. A simple fluid-structure coupling algorithm for the study of the anastomotic mechanics of vascular grafts. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2010. Т. 13. № 6. P. 773–781. doi: [10.1080/10255841003606124](https://doi.org/10.1080/10255841003606124)
 13. Fojas J., De Leon R. Carotid Artery Modeling Using the Navier-Stokes Equations for an Incompressible, Newtonian and Axisymmetric Flow. *APCBEE Procedia*. 2013. No. 7. P. 86–92. doi: [10.1016/j.apcbee.2013.08.017](https://doi.org/10.1016/j.apcbee.2013.08.017)
 14. Yeow S. L., Leo H. L. Hemodynamic Study of Flow Remodeling Stent Graft for the Treatment of Highly Angulated Abdominal Aortic Aneurysm. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2016. doi: [10.1155/2016/3830123](https://doi.org/10.1155/2016/3830123)
 15. Wen J, Zheng TH, Jiang WT, Deng XY, Fan YB. A comparative study of helical-type and traditional-type artery bypass grafts: numerical simulation. *ASAIJ J.* 2011. Т. 57. № 5. P. 399–406.
 16. Pinto S., Doutel E., Campos J., Miranda J. Blood analog fluid flow in vessels with stenosis: Development of an openfoam code to simulate pulsatile flow and elasticity of the fluid. *APCBEE Procedia*. 2013. No. 7. P. 73–79. doi: [10.1016/j.apcbee.2013.08.015](https://doi.org/10.1016/j.apcbee.2013.08.015)
 17. Loth F., Fischer P.F., Bassiouny H.S. Blood flow in end-to-side anastomoses. *Ann. Rev. Fluid Mech.* 2008. Т. 40. P. 367–393.
 18. Kabinejadian F., Ghista D., Nezhadian M.K., Leo H.L. Hemodynamics of Coronary Artery Bypass Grafting: Conventional vs. Innovative Anastomotic Configuration Designs for Enhancing Patency. *Coronary Graft Failure State of The Art*. 2016. doi: [10.1007/978-3-319-26515-5](https://doi.org/10.1007/978-3-319-26515-5)
 19. Lin C.-L., Srivastava A., Coffey D., Keefe D., Horner M., Swenson M., Erdman A. A System for Optimizing Medical Device Development Using Finite Element Analysis Predictions. *Journal of Medical Devices*. 2014. Т. 8. № 2. P. 0209411–0209413. doi: [10.1115/1.4027096](https://doi.org/10.1115/1.4027096)

20. Morgan A.E., Pantoja J.L., Weinsaft J., Grossi E., Guccione J.M., Ge L., Ratcliffe M. Finite Element Modeling of Mitral Valve Repair. *J. Biomech. Eng.* 2016. Т. 138. № 2. P. 021009. doi: [10.1115/1.4032125](https://doi.org/10.1115/1.4032125)
21. Lee L.C., Ge L., Zhang Z., Pease M., Nikolic S.D., Mishra R., Guccione J.M. Patient-specific finite element modeling of the Cardiokinetix Parachute® device: Effects on left ventricular wall stress and function. *Medical & Biological Engineering & Computing.* 2014. Т. 52. № 6. P. 557–566. doi: [10.1007/s11517-014-1159-5](https://doi.org/10.1007/s11517-014-1159-5)
22. Boyd A., Kuhn D., Lozowy R., Kulbisky G. Low wall shear stress predominates at sites of abdominal aortic aneurysm rupture. *J. Vasc Surg.* 2016. Т. 63. № 6. P. 1613–1619. doi: [10.1016/j.jvs.2015.01.040](https://doi.org/10.1016/j.jvs.2015.01.040)
23. Gharahi H., Zambrano B., Zhu D., DeMarco K., Baek S. Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging. *Int. J. Adv. Eng. Sci. Appl. Math.* 2016. Т. 8 № 1. P. 40–60. doi: [10.1007/s12572-016-0161-6](https://doi.org/10.1007/s12572-016-0161-6)
24. Geers A.J., Morales H.G., Larrabide I., Butakoff C., Bijlenga P., Frangi A.F. Wall shear stress at the initiation site of cerebral aneurysms. *Biomech. Model Mechanobiol.* 2016. Т. 16. V. P. 97–115 doi: [10.1007/s10237-016-0804-3](https://doi.org/10.1007/s10237-016-0804-3)
25. Batranin A.V., Chakhlov S.V., Kapranov B.I., Klimentov V.A., Grinev D.V. Design of the x-ray micro-CT scanner tolmi-150-10 and its perspective application in non-destructive evaluation. *Applied Mechanics and Materials.* 2013. Т. 379. С. 3–10.
26. Caro C., Pedley T., Schroter R., Seed W., Parker K. In: *The Mechanics of the Circulation.* Cambridge: Cambridge University Press, 2011. P. 15–32. doi: [10.1017/CBO9781139013406](https://doi.org/10.1017/CBO9781139013406)
27. Alastruey J., Parker K.H., Sherwin S.J., Arterial pulse wave haemodynamics. In: *11th International Conference on Pressure Surges: Virtual PiE Led t/a BHR Group.* Ed. S. Anderson. 2012. Chapter 7. P. 401–442.
28. OpenCFD. OpenFOAM – User guide – Version 3.0. *The OpenFOAM Foundation.* 2015. URL: <https://openfoam.org/> (дата обращения 02.07.2017).
29. Weller H.G., Tabor G., Jasak H., Fureby C. A tensorial approach to computational continuum mechanics using object-oriented techniques. *Computers in physics.* 1998. Т. 12. № 6. P. 620–631.
30. Ayachit Utkarsh. *The ParaView Guide: A Parallel Visualization Application.* Kitware, 2015. ISBN 978-1930934306.
31. SALOME, *Open source integration platform for numerical simulation.* URL: <http://www.salome-platform.org/> (дата обращения 02.07.2017).
32. Lee W. General principles of carotid Doppler ultrasonography. *Ultrasonography.* 2014. Т. 33. № 1. P.11–17. doi: [10.14366/usg.13018](https://doi.org/10.14366/usg.13018)
33. Li Z., Kleinstreuer C. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model. *J. Biomech.* 2006. Т. 39. № 12. P. 2264–2273.
34. Xiong G., Figueroa C.A., Xiao N., Taylor C.A. Simulation of blood flow in deformable vessels using subject-specific geometry and spatially varying wall properties. *International journal for numerical methods in biomedical engineering.* 2011. Т. 27. № 7. P.1000–1016. doi: [10.1002/cnm.1404](https://doi.org/10.1002/cnm.1404)

Рукопись поступила в редакцию 15.08.2017, переработанный вариант поступил 21.12.2017.
Дата опубликования 28.12.2017.