

УДК 519.6, 14.01.24

DOI 10.17802/2306-1278-2022-11-4S-153-162

ОЦЕНКА ГЕМОДИНАМИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ПАРАПРОТЕЗНОЙ ФИСТУЛЫ ПОСЛЕ ТРАНСКАТЕТЕРНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА

Е.А. Овчаренко, П.С. Онищенко, К.Ю. Клышников, В.И. Ганюков, А.А. Шилов,
И.Е. Верещагин, А.Н. Коков, Р.С. Тарасов, Л.С. Барбараш

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Сосновый бульвар, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002

Основные положения

• На основе реконструированных из данных МСКТ и реологических параметров кровотока, полученных из ЭхоКГ пациента, произведена численная оценка гемодинамических эффектов транскатетерной имплантации протеза аортального клапана для случая возникновения парапротезной регургитации. Показано значительное повышение показателей скоростей тока, пристеночного и вязкого сдвигового напряжений в области парапротезной регургитации. Представленный метод моделирования может быть использован проспективно при выборе оптимального подхода и оценке параметров протезирования с точки зрения прогноза количественных характеристик потока, связанных с рисками разрушения эритроцитов и тромбообразованием.

Цель

Численная оценка гемодинамических эффектов транскатетерной имплантации протеза аортального клапана для случая возникновения парапротезной регургитации на основе ретроспективных клинических данных.

Материалы и методы

В исследование включены данные функциональных методов исследования – эхокардиографии и компьютерной томографии в качестве входных данных для моделирования одной пульсации жидкости, аналогичной по свойствам крови. Реконструкцию парапротезной фистулы и восходящего отдела аорты проводили в среде Mimics (Materialise, Бельгия). Обработку полученных трехмерных моделей осуществляли в программном средстве Salome (OPEN CASCADE SAS, Франция), после чего экспортировали в HELYX-OS (ENGYS, Великобритания) для построения конечноэлементной сетки. Для моделирования потоков использовали программный комплекс OpenFOAM, версия 6 (The OpenFOAM Foundation Ltd, Великобритания).

Результаты

Результат моделирования, выраженный количественно и качественно в виде эпюр измеряемых параметров – скоростей тока, пристеночного и вязкого сдвигового напряжений, демонстрирует значительное повышение показателей в области парапротезной регургитации. Так, скорости патологической области составили 1,9–4,2 м/с, что до 3,8 превышает средние значения расчетной области в целом. Значение пристеночного сдвигового напряжения составило до 61 Па в критической области, что может свидетельствовать о повышенном риске образования тромбов за счет запуска свертывающего каскада через фактор фон Виллебранда. Значение вязкого сдвигового напряжения как основной компоненты разрушающего напряжения эритроцитов в случае ламинарного тока составило 19,1 Па, чего в целом недостаточно для механического гемолиза.

Заключение

Описанная в работе методика моделирования может быть использована проспективно при оценке оптимального подхода и параметров протезирования с точки зрения прогноза количественных характеристик потока, связанных с рисками разрушения эритроцитов и тромбообразованием.

Ключевые слова

Транскатетерное протезирование • Клапан аорты • Численное моделирование • Гемодинамика

Поступила в редакцию: 12.09.2022; поступила после доработки: 03.10.2022; принята к печати: 30.10.2022

Для корреспонденции: Павел Сергеевич Онищенко, onisps@kemcardio.ru; адрес: Сосновый бульвар, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002

Corresponding author: Pavel S. Onishchenko, onisps@kemcardio.ru; address: 6, Sosnoviy Blvd., Kemerovo, Russian Federation, 650002

EVALUATION OF HEMODYNAMIC SIGNIFICANCE OF PARAPROSTHETIC FISTULA AFTER TRANSCATHETER AORTIC VALVE REPLACEMENT

E.A. Ovcharenko, P.S. Onishchenko, K.Yu. Klyshnikov, V.I. Ganyukov, A.A. Shilov,
I.E. Vereshchagin, A.N. Kokov, R.S. Tarasov, L.S. Barbarash

Federal State Budgetary Institution "Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases", 6, Sosnoviy Blvd., Kemerovo, Russian Federation, 650002

Highlights

• Using ECHO and MSCT data, a numerical assessment of hemodynamic effects of paraprosthetic regurgitation following transcatheter aortic valve replacement was performed. A significant increase in the fluid flow, wall and viscous shear stresses in the area of regurgitation is shown. The modeling technique described in the paper can be used prospectively in assessing the optimal treatment modality in terms of predicting the quantitative characteristics of the flow, associated with the risks of destruction of red blood cells and thrombosis

Aim To make a numerical assessment of hemodynamic effects of paraprosthetic regurgitation following transcatheter aortic valve replacement based on retrospective clinical data.

Methods The study included echocardiography and multi-slice computed tomography data as input data for modeling one pulsation of a fluid similar in properties to blood. Reconstruction of the paraprosthetic fistula and the ascending aorta was performed in the Mimics medium (Materialise, Belgium). The obtained 3D models were processed in the Salome software (OPEN CASCADE SAS, France), after which they were exported to HELYX-OS (ENGYS, Great Britain) to build a finite element mesh. The flows were modeled using the OpenFOAM software package version 6 (The OpenFOAM Foundation Ltd, UK).

Results The simulation result, expressed quantitatively and qualitatively in the form of diagrams of the measured parameters – fluid flow velocities, wall and viscous shear stresses, shows a significant increase in indicators in the area of paraprosthetic regurgitation. Thus, the velocity in the affected area was 1.9–4.2 m/s, which is 3.8 higher than the average value in the entire computational area. The wall shear stress value was up to 61 Pa in the critical area, which may indicate an increased risk of thrombus formation due to the initiation of the clotting cascade through the von Willebrand factor. The value of viscous shear stress, the main component of the destruction of red blood cells in laminar flow, amounted to 20–26 Pa, which, in general, is not enough for mechanical hemolysis.

Conclusion The modeling technique described in the paper can be used prospectively in assessing the optimal treatment modality in terms of predicting the quantitative characteristics of the flow, associated with the risks of destruction of red blood cells and thrombosis.

Keywords Transcatheter replacement • Aortic valve • Numerical simulation • Hemodynamics

Received: 12.09.2022; received in revised form: 03.10.2022; accepted: 30.10.2022

Список сокращений

ППР – парапротезная регургитация	TAVR – транскатетерная имплантация аортального клапана (transcatheter aortic valve replacement)
ЭхоКГ – эхокардиография	VSS – вязкое сдвиговое напряжение (viscous shear stress)
МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография	WSS – пристеночное напряжение сдвига (wall shear stress)

Введение

Пациент-специфическое компьютерное моделирование транскатетерной имплантации аортального клапана (TAVR) все чаще используют для улучшения исходов и прогнозирования результата процедуры.

Эти модели, основанные на характеристиках персонализированной анатомии и протезов клапанов, полученных на основе компьютерной томографии, в основном применяют для оценки специфических для TAVR осложнений с позиции биомеханики [1].

Такой подход позволяет разработчикам малоинвазивных протезов и практикующим интервенционным кардиологам получить дополнительную информацию о рисках в случае отдельных пациентов со специфическими анатомическими характеристиками, у которых может наблюдаться избыточное или недостаточное раскрытие клапана, некорректная высота имплантации клапана (слишком высокая или слишком низкая), а также тяжелая общая и очаговая кальцификация аортального клапана с неправильным положением клапана, ведущие к тяжелой парапротезной регургитации (ППР) [2]. Крупные мультицентровые исследования показывают, что данное осложнение служит независимым предиктором летального исхода в период 1–24 мес. [3], что делает анализ его причин и последствий особенно актуальным, а прогностические модели для оценки риска возникновения – ценным прикладным инструментом для врача. Тем не менее, по утверждению некоторых специалистов, в частности исследовательской группы под руководством W. Sun (2018), в этой области в настоящее время не существует эффективного метода предоперационного прогнозирования и предотвращения ППР [4].

Компьютерные исследования значительно улучшили понимание механики и особенностей процесса TAVR, однако до сих пор слабо изучены гемодинамические постпроцедуральные эффекты с учетом взаимодействия протезов с тканями реципиента – створчатым аппаратом, кальцинатами, стенкой аорты. В литературе представлены только несколько исследований гемодинамики ППР после TAVR, которые имеют значительные недостатки: низкую размерность моделирования потоков (одномерную) [5], использование идеализированных анатомических моделей [6], недостаточную валидность результатов при сравнении с клиническими результатами [7].

Настоящий коллектив авторов имеет опыт разработки пациент-специфических моделей, позволяющих оценивать напряженно-деформированное состояние в тканях и протезе TAVR [8], которое вкупе с включением в исследование оценки гемодинамики может стать основной для прогностических моделей предоперационного планирования риска развития ППР. В связи с чем целью настоящего исследования явилась разработка модели прогнозирования возникновения ППР после TAVR.

Материал и методы

Входные данные

Ретроспективное моделирование гемодинамики после TAVR-процедуры выполнено на основании данных мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) и трансторакальной эхокардиографии (ЭхоКГ) 84-летнего мужчины с диагнозом «приобретенный порок сердца, стеноз аортального клапана». Характеристика состояния: кальцинирован-

ный стеноз аортального клапана без гемодинамической регургитации; ишемическая болезнь сердца; стенокардия напряжения II функционального класса, хроническая сердечная недостаточность II функционального класса, стадия ПА. Пациенту выполнено TAVR самораскрывающимся биопротезом CoreValve™ (Medtronic Inc., США) 29-го типоразмера в условиях искусственной вентиляции легких с использованием внутривенной анестезии.

Состояние клапана аорты по данным предоперационной ЭхоКГ: фиброз створок, отложения кальция в створках с переходом на подклапанные структуры, в створках с переходом на фиброзное кольцо, размер 21 мм, максимальный градиент 75 мм рт. ст., фракция выброса 61%, выраженная гипертрофия левого желудочка, дилатация левого и правого предсердий, регургитация не выявлена.

Непосредственно процедура TAVR проведена трансфеморальным доступом через общую бедренную артерию с предварительной баллонной вальвулопластикой. При контрольной ангиографии и ЭхоКГ – положение клапана правильное, регургитации, нарушений АВ-проводимости и компретации митрального клапана нет. Повторная ЭхоКГ спустя год и 3 мес. показала наличие ППР 1–2-й степени в зоне митрально-аортального контакта, максимальный транспротезный градиент 14 мм рт. ст.

Реконструкция моделей

Компьютерное моделирование для данного пациента выполнено ретроспективно – путем реконструкции элементов системы «протез – корень аорты» по данным постоперационного МСКТ с контрастированием. Все реконструкции проводили выделением соответствующих пикселей по рентгенологической плотности с последующей покadroвой коррекцией в среде Mimics (Materialise, Бельгия).

В результате реконструкции получали трехмерные компьютерные модели (рис. 1): 1) корня аорты, включающего зону фиброзного кольца, синусы Вальсальвы, восходящую аорту, устья и ответвления коронарных артерий, а также кальциевые конгломераты, окружающие нативный клапан; 2) биопротеза клапана сердца CoreValve™, включающего металлический опорный каркас, створчатый аппарат, облицовку приточной зоны.

Учитывая особенности моделирования тока жидкости, проводили построение геометрии тока крови следующим образом: из объема, ограниченного с боков внутренней стенкой аорты, полученной ранее путем оцифровки снимков МСКТ пациента, вычитали объем занимаемый каркасом TAVR, створчатым аппаратом и кальцификатами. После этого геометрия расчетной области была расширена в программном средстве Salome (OPEN CASCADE SAS, Франция), ко всем входным и вы-

ходным отверстиям достроены цилиндры с целью стабилизации тока крови (см. рис. 1). Полученную расчетную область преобразовывали в конечноэлементную сетку в HELYX-OS (ENGYS, Великобритания). Результатом построения стала гексаэдрическая согласованная сетка с уплотнением ячеек к границам с общим числом ячеек 7,1 млн.

Численный эксперимент

В компьютерном расчете гемодинамических эффектов парапротезной фистулы использовали модель несжимаемой ньютоновской жидкости с плотностью $\rho = 1\,050\text{ кг/м}^3$ и динамической вязкостью $\mu = 0,0035\text{ Па}\cdot\text{с}$ для свойств крови [9]. Расчеты составляющей – в программном комплексе OpenFOAM, версия 6 (The OpenFOAM Foundation Ltd, Великобритания). Для решения системы уравнений Навье – Стокса использовали алгоритм PISO (Pressure-Implicit with Splitting of Operators) [10, 11]. Интересующие нас эффекты тока крови происходили в момент, когда створки были закрыты, т. е. в момент диастолы. Из обследования пациента известна величина его диастолического давления, поэтому выбрана постановка задачи «в давлениях» [12]. Следовательно, граничные условия были определены следующим образом: профиль давления «на входе» (граница со стороны аорта) явля-

ется пульсационным с колебанием от 0 до 70 мм рт. ст. (9332,54 Па, или $8,888133\text{ кг}^2/\text{с}^2$ в единицах измерения OpenFOAM, где единица давления в Па делится на плотность жидкости), «на выходе» (граница со стороны сердца и коронарных артерий) и на стенках – 0 мм рт. ст. (0 Па). Граничным условием для скорости на стенках аорты, каркасе TAVR и кальцификатах был ноль, т. е. условие непроницаемости жидкости через границу, на остальных границах («вход» и «выходы» из расчетной области):

$$\frac{\partial \vec{U}}{\partial \vec{n}} \Big|_{in,out} = 0, \quad (1)$$

где $\vec{U} = \vec{U}(u, v, w)$ – вектор скорости, \vec{n} – вектор нормали.

Выходные данные

В исследовании анализировали количественные и качественные показатели тока крови в области парапротезной фистулы, а также ее окружении: значения давлений, скоростей тока, эпюры данных показателей. Кроме того, определяли значение пристеночного напряжения сдвига (wall shear stress, WSS) по формуле $\tau = 2\mu(\dot{\gamma})D$ [13], где μ – динамическая вязкость, а $\dot{\gamma}$ – скорость деформации сдвига, определяемая выражением

$$\dot{\gamma} = \sqrt{2 \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 D_{i,j} \cdot D_{j,i}}, \quad (2)$$

где $D_{i,j}$ – компоненты тензора $D = \frac{1}{2} (\nabla U + \nabla U^T)$.

Показателем, характеризующим эффекты в объеме жидкости, выбрано вязкое сдвиговое напряжение (viscous shear stress, VSS), которое вычисляли по формуле:

$$\tau_{ij,lam} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right), \quad (3)$$

где μ – динамическая вязкость, u_i и u_j – истинные скорости, и i, j – обозначения x, y, z; $i \neq j$.

Качественное сравнение полученных результатов проводили с данными интраоперационной флюороскопии, позволяющей визуализировать особенности контрастирования после процедуры.

Результаты

Качественно визуализирован ток жидкости в обход створчатого аппарата, т. е. ППР (рис. 2). Такое положение отчетливо ассоциировано с расположением кальциевых элементов (см. рис. 2, D), которые, искажая форму опорного каркаса протеза, не позволяют осуществить плотное прилегание к стенке аорты. Показано, что основной парапротезный сброс происходит в области некоронарной створки.

Малый размер патологического участка вызывает существенный рост скоростей тока – количе-

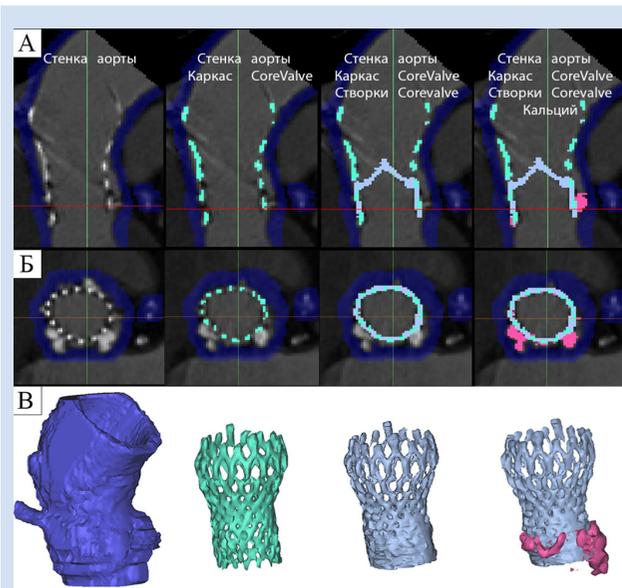


Рисунок 1. Этапы реконструкции трехмерных моделей для последующего исследования гемодинамики: A – определение масок основных компонентов системы: стенки корня аорты, коронарных артерий опорного каркаса биопротеза CoreValve™, биологический материал (створки и облицовка) биопротеза, кальциевые конгломераты; B – аналогичные маски в поперечной плоскости; C – трехмерные пространственные модели исследуемых объектов

Figure 1. Stages of reconstruction of three-dimensional models for further study of hemodynamics: A – determination of the masks of the main components of the system: the walls of the aortic root, coronary arteries of the supporting frame of the CoreValve™ bioprosthesis, biological material (cusps and lining) of the CoreValve™ bioprosthesis, calcium conglomerates; B – the view in the transverse plane; C – three-dimensional models of the objects under study

ственно, данный показатель составляет до 4,2 м/с, что также визуализировано и на эпорах (см. рис. 2, C, D). Подобное изменение гемодинамики приводит к образованию вихрей ниже участка фистулы, которые существенно отличаются от основного ламинарного тока. В целом скорости в патологической области находились в диапазоне 1,9–4,2 м/с, при средних значениях в расчетной области 1,1 м/с.

Количественный показатель WSS составил до 60 Па с основной локализацией в области парапротезной утечки. Визуализация WSS в значительной мере ассоциирована с эпорами высоких скоростей тока (рис. 3). Показатель вязкого сдвигового напряжения составил до 19,1 Па, с основной концентрацией также в области регургитации с формированием вихревых эффектов «ниже» протеза TAVR. Среднее значение VSS по всему объему расчетной области составило 1,14 Па.

Качественная оценка возникающей ППР на при-

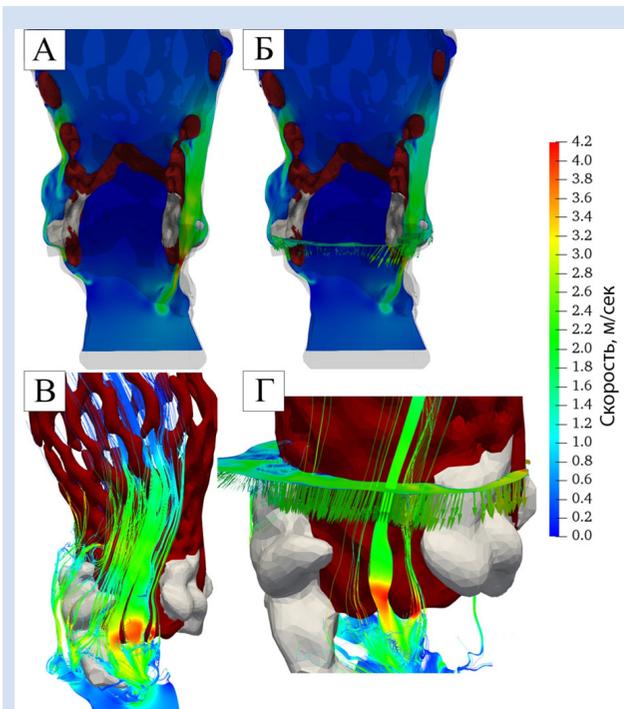


Рисунок 2. Эпюры тока жидкости в расчетной области относительно твердотельных объектов: *A* – особенности тока в области парапротезной регургитации (вид сбоку); *B* – векторное представление скорости в сечении поперек сосуда в зоне регургитации. Размер и количество векторов соответствуют уровню потока через сечение, т. е. чем выше скорость и количество жидкости, проходящие через сечение в единицу времени, тем больше количество и размер векторов; *C* – визуализация тока в области регургитации; *D* – то же, укрупненный вид. Отчетливо видны линии тока и векторы сечения скорости жидкости, проходящие между кальцификатами (белый цвет)

Figure 2. Diagrams showing fluid flow in the computational domain relative to solid objects: *A* – features of the fluid flow in the area of paraprosthesis regurgitation (side view); *B* – fluid velocity cross-section vectors in the area of regurgitation. The size and number of vectors corresponds to the flow, i.e. the greater the speed and the amount of fluid passing through the section per unit of time, the greater the number and size of the vectors; *C* – visualization of the flow in the area of regurgitation; *D* – the same, enlarged view. Streamlines and fluid velocity cross-section vectors passing between calcifications are clearly visible (white)

мере сравнения с интраоперационной флюороскопией в целом демонстрирует схожесть паттерна (рис. 4).

Обсуждение

Настоящее исследование особенностей гемодинамики после TAVR наглядно демонстрирует влияние количества кальцификатов и их распределения на образование ППР после вмешательства за счет неполного расширения опорного каркаса протеза. Однако степень кальцификации не всегда однозначно ассоциирована с дефектами раскрытия протеза: ряд авторов показали значительную корреляцию [14, 15], в то время как другие [16, 17], напротив, не нашли связи между степенью данного патологического процесса и формой каркаса TAVR. С точки зрения инженерного анализа выраженная очаговая кальцификация может вызывать эллиптическую, асимметричную деформированную форму протеза, что может привести к искажению работы створок, неполному или неплотному прилеганию и, как следствие, развитию транс- и паравальвулярной регургитации [18]. Однако серьезность утечки в значительной степени

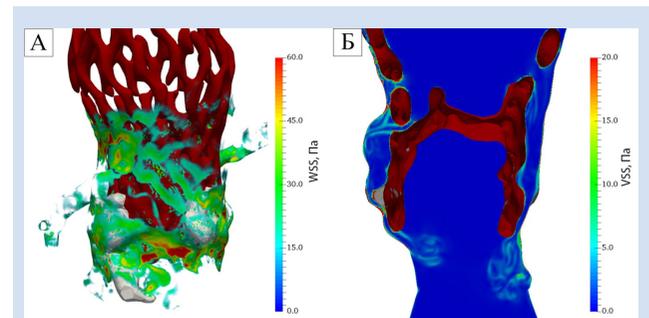


Рисунок 3. Эпюры пристеночного напряжения сдвига (WSS) (*A*) и вязкого сдвигового напряжения (VSS) (*B*)

Figure 3. Diagrams *A* – wall shear stress (WSS) and *B* – viscous shear stress (VSS)

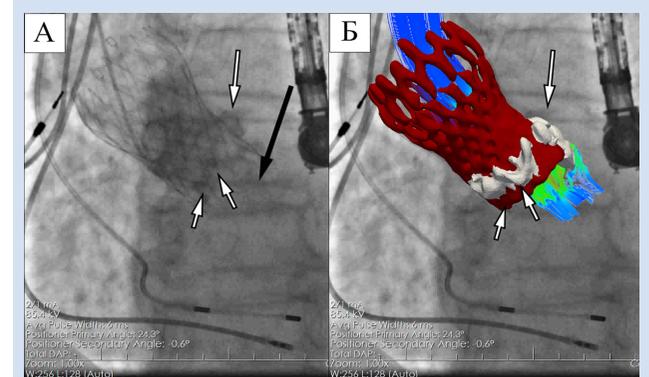


Рисунок 4. Интраоперационная флюороскопия в процессе TAVR (*A*); совмещение с результатами численного моделирования потоков (*B*). Белыми стрелками показаны участки, содержащие кальцификаты и, соответственно, их трехмерные модели. Черной стрелкой обозначен участок возникающей регургитации

Figure 4. Intraoperative fluoroscopy during the TAVR procedure; *B* – in combination with the results of numerical simulation of flows. White arrows indicate areas containing calcifications and, accordingly, their three-dimensional models. The black arrow indicates the site of regurgitation

зависит от характера взаимодействия стента с тканями реципиента, то есть нативными створками, кальцификатами и фиброзным кольцом аорты, а также самого устройства и процедуры – тип протеза, высота имплантации и соответствие размеров. Именно поэтому значимая корреляция между кальциевой нагрузкой и ППР не всегда может быть установлена статистическими методами. Тем не менее в настоящем исследовании показано, что клапан аорты исходно имел выраженный кальциноз во всех створках, сопровождаемый массивными кальциевыми конгломератами (см. рис. 1, В), которые и обусловили неплотный контакт корня аорты и протеза TAVR.

В работе определено наличие участка тока жидкости в процессе моделирования с высокими значениями скоростей (1,9–4,2 м/с), обусловленными малым размером участка ППР (2–3 мм). Важно, что именно скорость тока является определяющим показателем для перехода жидкости от ламинарного тока к турбулентному при постоянных плотности и вязкости, согласно формуле числа Рейнольдса [19]. Полученное в моделировании пиковое значение данного показателя не превышает критическую величину для крови, что свидетельствует о ламинарном течении. Так, значения числа Рейнольдса для полученных скоростей составляют 2 000–2 200, а пороговое значение для крови 3 000 [20]. С учетом того что входные данные (давление крови и количество пульсаций) для моделирования соответствуют нормальным физиологическим у обследованного пациента, значимое их изменение, например при физической нагрузке, может привести к перемене режима тока крови. При этом в литературе показано, что переход в турбулентность вносит значительный вклад в риск гемолиза за счет возрастания компоненты напряжения Рейнольдса в общем напряжении, разрушающем эритроциты [21]. С другой стороны, эксперименты *in vitro* с кровью крупного рогатого скота [22] демонстрируют значение числа Рейнольдса 60 000 как пороговое для развития гемолиза. В целом полученные скоростные показатели тока крови соответствуют таковым в аналогичных работах: диапазон скоростей 1,9–4,2 м/с согласуется с результатами моделирования TAVR W. Мао и коллег [4]. Авторы приведенной статьи указывают, что наблюдали пиковые значения числа Рейнольдса (3 000) и показывали в участках ППР переход от ламинарного к турбулентному току.

Однако значение скоростей и числа Рейнольдса не показательны с позиции эффектов, возникающих в объеме жидкости. Более наглядным критерием является напряжение разрушения эритроцитов, которое является суммой двух напряжений: VSS для ламинарной компоненты потока и напряжения Рейнольдса – для турбулентной [21, 23]. С учетом того что в настоящем исследовании смены течения, т. е. возникновения эффектов турбулентности, не прои-

зошло, только первая компонента (VSS) будет определяющей для оценки риска механического гемолиза. В настоящей работе значения VSS составили 19,1, при этом литературные данные показывают ассоциацию VSS с риском гемолиза при значениях 150–300 [21]. Качественно – эпюры распределения данного показателя однозначно позволяют визуализировать высокие значения в области ППР и после нее с формированием вихрей (см. рис. 3, В). Несмотря на то что VSS в настоящем численном эксперименте не превышает пороговых, его изменение выше критических значений также возможно при повышении гемодинамической нагрузки, а значит, может приводить к механическому разрушению эритроцитов и тромбозу.

Другим показателем, способствующим выявлению склонности к образованию тромбов, является WSS [13], высокие значения которого также ассоциированы с рисковыми факторами возникновения неблагоприятных явлений (стенозы, аневризмы, тромбоз) [24]. Критическое значение WSS, которое при наличии некоторых других факторов может инициировать процесс роста тромба по механизму фактора фон Виллебранда – за счет его освобождения при повреждении эндотелия сосуда, оценено в работе L.D. Casa и соавт. величиной 15 Па [25]. В настоящем исследовании данный показатель (до 61 Па) значительно превышал пороговое значение, в особенности в области ППР, поэтому было возможно ожидать его негативные эффекты, которые, однако, не проявлялись клинически за весь период наблюдения больного. В связи с чем необходимо критически относиться к значениям данного показателя: на риск повреждения стенки сосуда и появления активного фактора фон Виллебранда могут оказать значимое влияние индивидуальные факторы реципиента TAVR, особенности свертывающей системы крови; на развитие каскада тромбообразования – принимаемые препараты. Тем не менее высокие значения WSS должны вызывать настороженность и, возможно, являться критерием значимости развившейся ППР.

Заключение

Исследование демонстрирует состоятельность подхода оценки гемодинамических эффектов на основании численных методов, в особенности при анализе показателей, не измеряемых клиническими функциональными методами (ЭхоКГ и компьютерной томографией): сдвиговые, пристеночные напряжения, наличие вихрей, точные мгновенные скорости. Описанная методика моделирования может быть использована для проспективного подбора оптимальных параметров TAVR с позиции минимизации оцениваемых с ее помощью количественных показателей, ассоциированных с рисками развития ППР, гемолиза и тромбоза. Тем

не менее процедурные факторы, такие как пре- и постдилатация, особенности извлечения и/или репозиционирования, могут влиять на результаты TAVR, что необходимо учитывать и включать в разрабатываемую методику. Дальнейшее расширение возможностей компьютерного моделирования для конкретного пациента может быть перспективным, особенно для прогнозирования влияния процедурных действий, таких как пре- и постдилатация, на результаты процедуры.

Конфликт интересов

Е.А. Овчаренко заявляет об отсутствии конфликта интересов. П.С. Онищенко заявляет об отсутствии конфликта интересов. К.Ю. Клышников заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.А. Шилов заявляет об отсутствии конфликта интересов. И.Е. Верещагин заявляет об отсутствии

конфликта интересов. В.И. Ганюков, А.Н. Коков, Р.С. Тарасов входят в редакционную коллегию журнала «Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний». Л.С. Барбараш является главным редактором журнала «Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний».

Финансирование

Данная работа выполнена в рамках фундаментальной темы № 0419-2022-0001 «Молекулярные, клеточные и биомеханические механизмы патогенеза сердечно-сосудистых заболеваний в разработке новых методов лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы на основе персонифицированной фармакотерапии, внедрения малоинвазивных медицинских изделий, биоматериалов и тканеинженерных имплантатов» (научный руководитель – академик РАН Л.С. Барбараш).

Информация об авторах

Овчаренко Евгений Андреевич, кандидат медицинских наук заведующий лабораторией новых биоматериалов отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-7477-3979

Онищенко Павел Сергеевич, младший научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-2404-2873

Клышников Кирилл Юрьевич, кандидат медицинских наук научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3211-1250

Ганюков Владимир Иванович, доктор медицинских наук заведующий отделом хирургии сердца и сосудов федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-7660-4730

Шилов Александр Александрович, доктор медицинских наук старший научный сотрудник лаборатории рентгенэндоваскулярной и реконструктивной хирургии сердца и сосудов отдела хирургии сердца и сосудов федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-4194-6623

Верещагин Иван Евгеньевич, кандидат медицинских наук научный сотрудник лаборатории рентгенэндоваскулярной и реконструктивной хирургии сердца и сосудов отдела хирургии сердца и сосудов федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-7102-1288

Author Information Form

Ovcharenko Evgeny A., PhD, Head of the Laboratory for Novel Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-7477-3979

Onishchenko Pavel S., Junior Researcher at the Laboratory for Novel Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-2404-2873

Klyshnikov Kirill Y., PhD, Researcher at the Laboratory for Novel Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3211-1250

Ganyukov Vladimir I., PhD, Head of the Department of Cardiovascular Surgery, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-7660-4730

Shilov Alexander A., PhD, Senior Researcher at the Laboratory of Endovascular and Reconstructive Cardiovascular Surgery, Department of Cardiovascular Surgery, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-4194-6623

Vereshchagin Ivan E., PhD, Researcher at the Laboratory of Endovascular and Reconstructive Cardiovascular Surgery, Department of Cardiovascular Surgery, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-7102-1288

Кокос Александр Николаевич, кандидат медицинских наук заведующий лабораторией лучевых методов диагностики отдела клинической кардиологии федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-7573-0636

Тарасов Роман Сергеевич, доктор медицинских наук заведующий лабораторией рентгенэндоваскулярной и реконструктивной хирургии сердца и сосудов отдела хирургии сердца и сосудов федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3882-709X

Барбараш Леонид Семенович, академик РАН главный научный сотрудник федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-6981-9661

Kokov Alexander N., PhD, Head of the Laboratory of Diagnostic Radiology, Department of Clinical Cardiology, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-7573-0636

Tarasov Roman S., PhD, Head of the Laboratory of Endovascular and Reconstructive Cardiovascular Surgery, Department of Cardiovascular Surgery, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3882-709X

Barbarash Leonid S., Academician of the Russian Academy of Sciences, Chief Researcher at the Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-6981-9661

Вклад авторов в статью

ОЕА – вклад в дизайн исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ОПС – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ККЮ – анализ данных исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ГВИ – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ШАА – получение данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ВИЕ – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

КАН – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

ТРС – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

БЛС – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

Author Contribution Statement

OEA – contribution to the design of the study, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content

OPS – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

KKYu – data analysis, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content

GVI – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

ShAA – data collection, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

VIE – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

KAN – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

TRS – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

BLS – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Rocatello G., El Faquir N., De Santis G., Iannaccone F., Bosmans J., De Backer O., Sondergaard L., Segers P., De Beule M., De Jaegere P., Mortier P. Patient-Specific Computer Simulation to Elucidate the Role of Contact Pressure in the Development of New Conduction Abnormalities After Catheter-Based Implantation of a Self-Expanding Aortic Valve. *Circulation. Cardiovascular interventions*. *Circ Cardiovasc Interv*; 2018; 11(2). doi:10.1161/CIRCINTERVENTIONS.117.005344
- Perlman G.Y., Blanke P., Webb J.G. Transcatheter aortic valve implantation in bicuspid aortic valve stenosis. *EuroIntervention*.

EuroPCR; 2016; 12: Y42–Y45. doi:10.4244/EIJV12SYA10

- Thyregod H.G.H., Steinbrüchel D.A., Ihlemann N., Nissen H., Kjeldsen B.J., Petursson P., Chang Y., Franzen O.W., Engström T., Clemmensen P., Hansen P.B., Andersen L.W., Olsen P.S., Søndergaard L. Transcatheter Versus Surgical Aortic Valve Replacement in Patients With Severe Aortic Valve Stenosis: 1-Year Results From the All-Comers NOTION Randomized Clinical Trial. *Journal of the American College of Cardiology*. *J Am Coll Cardiol*; 2015; 65(20): 2184–2194. doi:10.1016/J.JACC.2015.03.014

4. Mao W., Wang Q., Kodali S., Sun W. Numerical Parametric Study of Paravalvular Leak Following a Transcatheter Aortic Valve Deployment Into a Patient-Specific Aortic Root. *Journal of biomechanical engineering. J Biomech Eng*; 2018; 140(10). doi:10.1115/1.4040457
5. Bosmans B., Famaey N., Verhoelst E., Bosmans J., Vander Sloten J. A validated methodology for patient specific computational modeling of self-expandable transcatheter aortic valve implantation. *Journal of biomechanics. J Biomech*; 2016; 49(13): 2824–2830. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2016.06.024
6. Saeedi A. Energetic and Hemodynamic Characteristics of Paravalvular Leak Following Transcatheter Aortic Valve Replacement. Concordia University, Montreal, Quebec, Canada; 2015.
7. El Faquir N., Ren B., van Mieghem N.M., Bosmans J., de Jaegere P.P. Patient-specific computer modelling - its role in the planning of transcatheter aortic valve implantation. *Netherlands heart journal : monthly journal of the Netherlands Society of Cardiology and the Netherlands Heart Foundation. Neth Heart J*; 2017; 25(2): 100–105. doi:10.1007/S12471-016-0923-6
8. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Yuzhalin A.E., Savrasov G. V., Kokov A.N., Batranin A. V., Ganyukov V.I., Kudryavtseva Y.A. Modeling of transcatheter aortic valve replacement: Patient specific vs general approaches based on finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*. 2016; doi:10.1016/j.compbiomed.2015.12.001
9. Samavat H., Evans J.A. An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India. Wolters Kluwer -- Medknow Publications*; 2006; 31(4): 275. doi:10.4103/0971-6203.29198
10. Ferziger J.H., Perić M. *Computational Methods for Fluid Dynamics. Computational Methods for Fluid Dynamics*. Berlin: Springer; 2002. doi:10.1007/978-3-642-56026-2
11. Issa R.I. Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting. *Journal of Computational Physics. Academic Press*; 1986; 62(1): 40–65. doi:10.1016/0021-9991(86)90099-9
12. Рагулин В.В. К задаче о протекании вязкой жидкости сквозь ограниченную область при заданном перепаде давления или напора. *Динамика сплошной среды*. 1976; (27): 78.
13. Robertson A.M., Sequeira A., Owens R.G. *Rheological models for blood. Modeling, Simulation and Applications*. Springer, Milano; 2009; 1: 211–241. doi:10.1007/978-88-470-1152-6_6
14. Koos R., Mahnken A.H., Dohmen G., Brehmer K., Günther R.W., Autschbach R., Marx N., Hoffmann R. Association of aortic valve calcification severity with the degree of aortic regurgitation after transcatheter aortic valve implantation. *International journal of cardiology. Int J Cardiol*; 2011; 150(2): 142–145. doi:10.1016/J.IJCARD.2010.03.004
15. Mihara H., Shibayama K., Berdejo J., Harada K., Itabashi Y., Siegel R.J., Kashif M., Jilalihawi H., Makkar R.R., Shiota T. Impact of device landing zone calcification on paravalvular regurgitation after transcatheter aortic valve replacement: a real-time three-dimensional transesophageal echocardiographic study. *Journal of the American Society of Echocardiography : official publication of the American Society of Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr*; 2015; 28(4): 404–414. doi:10.1016/J.ECHO.2014.11.013
16. Sakrana A.A., Nasr M.M., Ashamalla G.A., Abuelatta R.A., Naeim H.A., El Tahlawi M.A. Paravalvular leak after transcatheter aortic valve implantation: is it anatomically predictable or procedurally determined? MDCT study. *Clinical radiology. Clin Radiol*; 2016; 71(11): 1095–1103. doi:10.1016/J.CRAD.2016.07.016
17. Marwan M., Achenbach S., Ensminger S.M., Pflederer T., Ropers D., Ludwig J., Weyand M., Daniel W.G., Arnold M. CT predictors of post-procedural aortic regurgitation in patients referred for transcatheter aortic valve implantation: an analysis of 105 patients. *The international journal of cardiovascular imaging. Int J Cardiovasc Imaging*; 2013; 29(5): 1191–1198. doi:10.1007/S10554-013-0197-7
18. Sun W., Li K., Sirois E. Simulated elliptical bioprosthetic valve deformation: Implications for asymmetric transcatheter valve deployment. *Journal of Biomechanics. J Biomech*; 2010; 43(16): 3085–3090. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.08.010
19. Morshed K.N., Bark D., Forleo M., Dasi L.P. Theory to Predict Shear Stress on Cells in Turbulent Blood Flow. *PLOS ONE. Public Library of Science*; 2014; 9(8): e105357. doi:10.1371/JOURNAL.PONE.0105357
20. Han S.I., Marseille O., Gehlen C., Blümich B. Rheology of blood by NMR. *Journal of magnetic resonance (San Diego, Calif. : 1997). J Magn Reson*; 2001; 152(1): 87–94. doi:10.1006/JMRE.2001.2387
21. Yen J.H., Chen S.F., Chern M.K., Lu P.C. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis. *Journal of artificial organs : the official journal of the Japanese Society for Artificial Organs. J Artif Organs*; 2014; 17(2): 178–185. doi:10.1007/S10047-014-0755-3
22. Jhun C.S., Stauffer M.A., Reibson J.D., Yeager E.E., Newswanger R.K., Taylor J.O., Manning K.B., Weiss W.J., Rosenberg G. Determination of Reynolds shear stress level for hemolysis. *ASAIO Journal. Lippincott Williams and Wilkins*; 2017; 64(1): 63–69. doi:10.1097/MAT.0000000000000615
23. Goubergrits L., Osman J., Mevert R., Kertzsch U., Pöthkow K., Hege H.C. Turbulence in blood damage modeling. *International Journal of Artificial Organs. Wichtig Publishing Srl*; 2016; 39(4): 160–165. doi:10.5301/ijao.5000476
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. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2017; 16(1): 97–115. doi:10.1007/s10237-016-0804-3
25. Casa L.D.C., Deaton D.H., Ku D.N. Role of high shear rate in thrombosis. *Journal of Vascular Surgery*. 2015; 61(4): 1068–1080. doi:10.1016/j.jvs.2014.12.050

REFERENCES

1. Rocatello G., El Faquir N., De Santis G., Iannaccone F., Bosmans J., De Backer O., Sondergaard L., Segers P., De Beule M., De Jaegere P., Mortier P. Patient-Specific Computer Simulation to Elucidate the Role of Contact Pressure in the Development of New Conduction Abnormalities After Catheter-Based Implantation of a Self-Expanding Aortic Valve. *Circulation. Cardiovascular interventions. Circ Cardiovasc Interv*; 2018; 11(2). doi:10.1161/CIRCINTERVENTIONS.117.005344
2. Perlman G.Y., Blanke P., Webb J.G. Transcatheter aortic valve implantation in bicuspid aortic valve stenosis. *EuroIntervention. EuroPCR*; 2016; 12: Y42–Y45. doi:10.4244/EIJV12SYA10
3. Thyregod H.G.H., Steinbrüchel D.A., Ihlemann N., Nissen H., Kjeldsen B.J., Petursson P., Chang Y., Franzen O.W., Engström T., Clemmensen P., Hansen P.B., Andersen L.W., Olsen P.S., Søndergaard L. Transcatheter Versus Surgical Aortic Valve Replacement in Patients With Severe Aortic Valve Stenosis: 1-Year Results From the All-Comers NOTION Randomized Clinical Trial. *Journal of the American College of Cardiology. J Am Coll Cardiol*; 2015; 65(20): 2184–2194. doi:10.1016/J.JACC.2015.03.014
4. Mao W., Wang Q., Kodali S., Sun W. Numerical Parametric Study of Paravalvular Leak Following a Transcatheter Aortic Valve Deployment Into a Patient-Specific Aortic Root. *Journal of biomechanical engineering. J Biomech Eng*; 2018; 140(10). doi:10.1115/1.4040457

5. Bosmans B., Famaey N., Verhoelst E., Bosmans J., Vander Sloten J. A validated methodology for patient specific computational modeling of self-expandable transcatheter aortic valve implantation. *Journal of biomechanics*. J Biomech; 2016; 49(13): 2824–2830. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2016.06.024
6. Saeedi A. Energetic and Hemodynamic Characteristics of Paravalvular Leak Following Transcatheter Aortic Valve Replacement. Concordia University, Montreal, Quebec, Canada; 2015.
7. El Faquir N., Ren B., van Mieghem N.M., Bosmans J., de Jaegere P.P. Patient-specific computer modelling - its role in the planning of transcatheter aortic valve implantation. *Netherlands heart journal : monthly journal of the Netherlands Society of Cardiology and the Netherlands Heart Foundation*. Neth Heart J; 2017; 25(2): 100–105. doi:10.1007/S12471-016-0923-6
8. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Yuzhalin A.E., Savrasov G. V., Kokov A.N., Batranin A. V., Ganyukov V.I., Kudryavtseva Y.A. Modeling of transcatheter aortic valve replacement: Patient specific vs general approaches based on finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*. 2016; doi:10.1016/j.compbiomed.2015.12.001
9. Samavat H., Evans J.A. An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India*. Wolters Kluwer -- Medknow Publications; 2006; 31(4): 275. doi:10.4103/0971-6203.29198
10. Ferziger J.H., Perić M. *Computational Methods for Fluid Dynamics*. Computational Methods for Fluid Dynamics. Berlin: Springer; 2002. doi:10.1007/978-3-642-56026-2
11. Issa R.I. Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting. *Journal of Computational Physics*. Academic Press; 1986; 62(1): 40–65. doi:10.1016/0021-9991(86)90099-9
12. Ragulin V.V. K zadache o protekaniy vyazkoj zhidkosti skvoz' ogranichennuyu oblast' pri zadannom perepade davleniya ili napora. *Dinamika sploshnoj sredy*. 1976; (27): 78. (In Russian)
13. Robertson A.M., Sequeira A., Owens R.G. *Rheological models for blood. Modeling, Simulation and Applications*. Springer, Milano; 2009; 1: 211–241. doi:10.1007/978-88-470-1152-6_6
14. Koos R., Mahnken A.H., Dohmen G., Brehmer K., Günther R.W., Autschbach R., Marx N., Hoffmann R. Association of aortic valve calcification severity with the degree of aortic regurgitation after transcatheter aortic valve implantation. *International journal of cardiology*. Int J Cardiol; 2011; 150(2): 142–145. doi:10.1016/J.IJCARD.2010.03.004
15. Mihara H., Shibayama K., Berdejo J., Harada K., Itabashi Y., Siegel R.J., Kashif M., Jilaihawi H., Makkar R.R., Shiota T. Impact of device landing zone calcification on paravalvular regurgitation after transcatheter aortic valve replacement: a real-time three-dimensional transesophageal echocardiographic study. *Journal of the American Society of Echocardiography : official publication of the American Society of Echocardiography*. J Am Soc Echocardiogr; 2015; 28(4): 404–414. doi:10.1016/J.ECHO.2014.11.013
16. Sakrana A.A., Nasr M.M., Ashamalla G.A., Abuelatta R.A., Naeim H.A., El Tahlawi M.A. Paravalvular leak after transcatheter aortic valve implantation: is it anatomically predictable or procedurally determined? MDCT study. *Clinical radiology*. Clin Radiol; 2016; 71(11): 1095–1103. doi:10.1016/J.CRAD.2016.07.016
17. Marwan M., Achenbach S., Ensminger S.M., Pflederer T., Ropers D., Ludwig J., Weyand M., Daniel W.G., Arnold M. CT predictors of post-procedural aortic regurgitation in patients referred for transcatheter aortic valve implantation: an analysis of 105 patients. *The international journal of cardiovascular imaging*. Int J Cardiovasc Imaging; 2013; 29(5): 1191–1198. doi:10.1007/S10554-013-0197-7
18. Sun W., Li K., Sirois E. Simulated elliptical bioprosthetic valve deformation: Implications for asymmetric transcatheter valve deployment. *Journal of Biomechanics*. J Biomech; 2010; 43(16): 3085–3090. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.08.010
19. Morshed K.N., Bark D., Forleo M., Dasi L.P. Theory to Predict Shear Stress on Cells in Turbulent Blood Flow. *PLOS ONE*. Public Library of Science; 2014; 9(8): e105357. doi:10.1371/JOURNAL.PONE.0105357
20. Han S.I., Marseille O., Gehlen C., Blümich B. Rheology of blood by NMR. *Journal of magnetic resonance (San Diego, Calif. : 1997)*. J Magn Reson; 2001; 152(1): 87–94. doi:10.1006/JMRE.2001.2387
21. Yen J.H., Chen S.F., Chern M.K., Lu P.C. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis. *Journal of artificial organs : the official journal of the Japanese Society for Artificial Organs*. J Artif Organs; 2014; 17(2): 178–185. doi:10.1007/S10047-014-0755-3
22. Jhun C.S., Stauffer M.A., Reibson J.D., Yeager E.E., Newswanger R.K., Taylor J.O., Manning K.B., Weiss W.J., Rosenberg G. Determination of Reynolds shear stress level for hemolysis. *ASAIO Journal*. Lippincott Williams and Wilkins; 2017; 64(1): 63–69. doi:10.1097/MAT.0000000000000615
23. Goubergrits L., Osman J., Mevert R., Kertzsch U., Pöthkow K., Hege H.C. Turbulence in blood damage modeling. *International Journal of Artificial Organs*. Wichtig Publishing Srl; 2016; 39(4): 160–165. doi:10.5301/ijao.5000476
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. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2017; 16(1): 97–115. doi:10.1007/s10237-016-0804-3
25. Casa L.D.C., Deaton D.H., Ku D.N. Role of high shear rate in thrombosis. *Journal of Vascular Surgery*. 2015; 61(4): 1068–1080. doi:10.1016/j.jvs.2014.12.050

Для цитирования: Овчаренко Е.А., Онищенко П.С., Клышников К.Ю., Ганюков В.И., Шилов А.А., Верещагин И.Е., Коков А.Н., Тарасов Р.С., Барбараш Л.С. Оценка гемодинамической значимости парапротезной фистулы после транскатетерной имплантации аортального клапана. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2022;11(4S): 153-162. DOI: 10.17802/2306-1278-2022-11-4S-153-162

To cite: Ovcharenko E.A., Onishchenko P.S., Klyshnikov K.Yu., Ganyukov V.I., Shilov A.A., Vereshchagin I.E., Kokov A.N., Tarasov R.S., Barbarash L.S. Evaluation of hemodynamic significance for paraprosthesis fistula after transcatheter aortic valve implantation. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2022;11(4S): 153-162. DOI: 10.17802/2306-1278-2022-11-4S-153-162