

УДК 612.133/.179+532.5.031

Гидродинамические особенности закрученного потока крови в левых отделах сердца и аорте

А. В. Агафонов, Е. А. Талыгин, Л. А. Бокерия, А. Ю. Городков*

Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева МЗ РФ, Москва, 121552 Россия

*E-mail: agorodkov@bk.ru

Поступила в редакцию 26.04.2021

Принята к печати 12.07.2021

DOI: 10.32607/actanaturae.11439

РЕФЕРАТ Предложен новый подход к количественному анализу гидродинамической структуры потока крови в проточном канале, начинающемся в левом предсердии и заканчивающемся в конце аорты. Этот подход основан на использовании концепции структурной организации смерчеобразных закрученных струй в каналах определенной геометрической конфигурации. На основании большого количества экспериментальных данных показано, что на всем протяжении рассматриваемого канала существуют условия для генерации и поддержания закрученной структуры струи в течение всего сердечного цикла. В результате исследования появилось новое направление фундаментальной физиологии и медицины, имеющее большое практическое значение для диагностики и лечения расстройств кровообращения, сопровождаемых изменением геометрической конфигурации и биомеханических характеристик сердца и магистральных сосудов.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА левое предсердие, левый желудочек сердца, аорта, закрученный поток крови.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ АК – аортальный клапан; ГКМП – гипертрофическая обструктивная кардиомиопатия; ЛВ – легочные вены; ЛЖ – левый желудочек; ЛП – левое предсердие; МК – митральный клапан; МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография; ПМ – папиллярные мышцы; УЛП – ушко левого предсердия; $P_{лж}$ – давление в ЛЖ; $P_{лп}$ – давление в ЛП.

ВВЕДЕНИЕ

Органы и системы органов живого организма находятся в определенной иерархии, определяющей степень жизнеобеспечения. В этой иерархии первое место занимает система кровообращения, обеспечивающая бесперебойное и устойчивое функционирование всего организма. Это определяет широкий спектр состояний кровообращения, существующих без нарушения стабильности системы и обеспечивающих предельно высокий уровень ее адаптивности. Недостаточно изученным остается вопрос о том, что лежит в основе гидродинамической стабильности потока крови, который, на первый взгляд, не может быть организованной структурой в силу своей нестационарности, сложной геометрической формы подвижных обтекаемых граничных поверхностей, биологической нестабильности компонентов как жидкой среды, так и стенок проточных каналов. Тем не менее, система органов кровообращения способна функционировать с высокими напорно-

расходными характеристиками при малых затратах энергии, способна менять свои размеры в процессе роста и старения без потери стабильности, способна в несколько раз изменять производительность в пределах регуляторного резерва организма и поддерживать функцию за счет компенсации необратимых существенных геометрических и функциональных изменений в условиях патологии.

Все это требует наличия особого механизма, обеспечивающего такую стабильность (типа маятника в механических системах). Однако ни в фундаментальной физиологии, ни в клинической кардиологии такой механизм не обозначен и не исследован.

Действительно, вся история исследования кровообращения была основана на эмпирическом подходе. Не существует теоретической концепции, обосновывающей общие механизмы движения крови, а, следовательно, и методы исследования движения крови до сих пор не систематизированы и не направлены на общую цель – понимание механизма

доставки крови к органам-мишеням. В результате, утвердившиеся и признаваемые сегодня представления о движении крови содержат большое количество противоречий и допущений и не позволяют составить общее согласованное мнение, основанное на единых теоретических предпосылках.

Огромный массив данных, накопленных при исследованиях движения крови в сердце и аорте, не позволяет с достаточной точностью объяснить, каким образом относительно слабый мышечный насос перекачивает 4–5 л крови ежеминутно на протяжении человеческой жизни, преодолевая очевидно высокое сопротивление сосудистого русла; за счет чего достигается детерминированное распределение крови в местах ветвления сосудов; чем обеспечивается достаточный венозный возврат к сердцу; каковы механизмы регуляции и компенсации сердечного выброса и т.д.

Из всего, что известно в физиологии кровообращения, только один факт зарегистрирован феноменологически и не имеет функционального обоснования – это факт закрутки потока крови на всех этапах его эволюции в сердце и крупных артериальных сосудах. Этот факт был впервые зарегистрирован в начале 30-х годов [1], и в последние годы он многократно подтвержден с помощью современной диагностической техники [2–5]. Это явление изучал ряд исследовательских групп, однако результаты этих работ не позволили определить механизмы генерации закрутки потока и выделить достоверные количественные критерии оценки качества закрученной струи крови [6, 7]. Преимущества закрутки потока, декларируемые в проведенных исследованиях, сформулированы довольно туманно и сводятся к уменьшению размеров отрывных и застойных зон и предотвращению утолщения пограничного слоя вдоль пути эволюции потока крови [8]. В ряде работ указано, что закрутка потока в аорте связана с распределением поля скоростей сдвига вдоль стенки аорты и может оказывать влияние на атерогенез в аорте и крупных артериях [9]. Однако никто не пытался объяснить, к каким нежелательным для организма последствиям может привести нарушение закрутки (как это происходит, например, при установке механических протезов клапанов сердца). Тем не менее, известно, что клиническая эффективность реконструктивных кардиохирургических вмешательств выше, если в результате реконструкции восстановлена нормальная анатомическая конфигурация полости ЛЖ [10].

Многими авторами структура потока исследовалась с позиций известных течений – ламинарного и турбулентного, однако при этом не учитывался

факт закрутки потока, что не позволяло объяснить физиологический смысл этого феномена (например, [11]). Лишь в отдельных работах предпринимались такие попытки, но они были ограничены только общими рассуждениями о том, что закрутка потока, являясь физиологической нормой, благотворна для кровообращения [12]. Так, закрутку потока рассматривали как результат патологического изменения стенки аорты в результате стеноза или атерогенеза [13]. В большом цикле работ вихревые структуры, возникающие в полости левого желудочка, рассматривают как результат отрыва струи, заполняющей полость, с края створки митрального клапана [14, 15]. И только в серии работ, опубликованных с участием Н.Б. Кузьминой, утверждалось, что закрутка потока крови является имманентным свойством нормального кровообращения (см., например, [16]).

Закрученные течения широко распространены в природе [17, 18] и технологических процессах [19–23]. Несмотря на огромное количество экспериментальных и теоретических исследований, многие явления, связанные с закрученными потоками, до сих пор не поняты. В частности, отсутствуют общепринятые модели торнадо [17, 18], распада вихря [20] и процесса энергоразделения в вихревых трубах Ранка–Хилша [20–23]. Это затрудняет интерпретацию экспериментов, демонстрирующих сложную организацию взаимодействующих вихревых структур, которым часто сопутствует неустойчивость и турбулентность.

Простые приближенные модели закрученных течений можно искать среди точных решений уравнений гидродинамики [24, 25]. В частности, решения [24] являются групповыми инвариантными решениями уравнений Навье–Стокса и неразрывности [26]. Распространенную проблему представляет интерпретация инвариантных решений, как точных или асимптотических решений корректной начально-краевой задачи, имеющей физический смысл. Например, можно использовать эти решения для квазистационарного анализа сложных динамических систем. Другая проблема аналитического описания закрученных потоков связана с существованием большого количества парадоксов [27], возможностей коллапса, нарушения симметрии и гистерезиса [28].

При этом закрученные потоки нашли широкое применение в технике в виде струйных технологий, завихрителей, теплообменников, горелок и пр.

Предлагаемый обзор представляет собой попытку систематизации результатов, полученных в НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева за последние 20 лет, с целью формирования непротиворечивой концепции

движения крови в сердце и магистральных сосудах на основании существующих представлений о центростремительных закрученных течениях вязкой жидкости.

ТОЧНЫЕ РЕШЕНИЯ НЕСТАЦИОНАРНЫХ УРАВНЕНИЙ ГИДРОДИНАМИКИ ДЛЯ КЛАССА ЦЕНТРОСТРЕМИТЕЛЬНЫХ ЗАКРУЧЕННЫХ ТЕЧЕНИЙ ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ

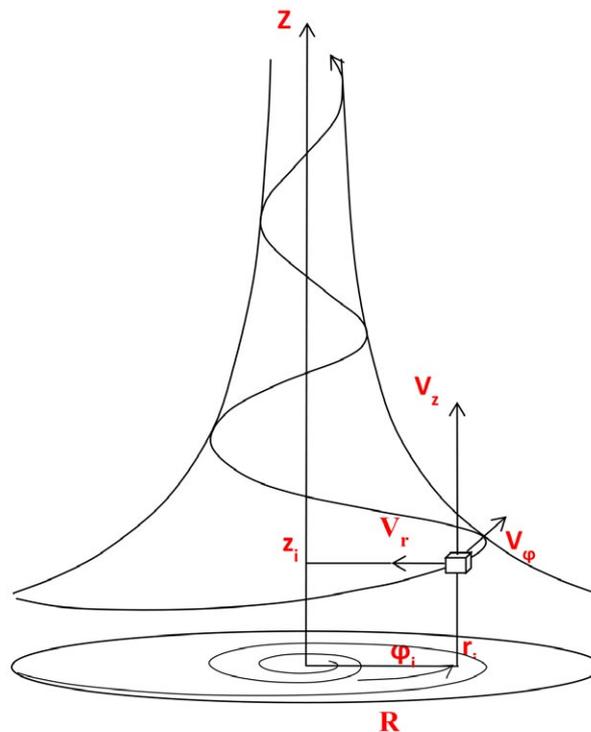
Уравнения Навье–Стокса описывают движение вязкой ньютоновской жидкости в классической гидродинамике и представляют собой систему дифференциальных уравнений в частных производных. Эти уравнения не имеют аналитического решения. Тем не менее, они широко применяются в математическом моделировании многих природных явлений и технических задач.

Качественный сдвиг в исследовании роли закрутки потока крови в насосно-транспортном сегменте системы кровообращения (сердце и магистральные артерии) стал возможным после обнаружения, идентификации и формального описания нового класса закрученных струй, возникающих на дне углублений определенной формы, обтекаемых потоком среды и названных смерчеобразными [29, 30]. Экспериментально показано, что смерчеобразные струи изменяют характер обтекания, существенно снижая гидродинамическое сопротивление и интенсифицируя теплообмен на таких поверхностях. Эти гидродинамические особенности позволили выдвинуть гипотезу о потенциальности обнаруженных струй в продольном и радиальном направлениях и получить точные решения уравнений Навье–Стокса и неразрывности, описывающие структуру течений этого класса (т.е. поле скоростей и давлений во всем объеме струи) при заданных начальных и граничных условиях [24, 25].

Полученные решения уравнений Навье–Стокса и неразрывности использованы нами для квазистационарного анализа особенностей течения крови в центральных отделах системы кровообращения. В соответствии с этими решениями, любое радиально сходящееся закрученное течение исчерпывающим образом можно охарактеризовать в цилиндрической системе координат через величины векторов скорости в продольном (u_z), радиальном (u_r) и тангенциальном (u_φ) направлениях (рисунк). Тогда суммарная скорость u_Σ потока равна

$$u_\Sigma = \sqrt{u_r^2 + u_z^2 + u_\varphi^2}$$

А выражения для каждой из составляющих скорости в общем виде выглядят следующим образом:



Схематическое изображение закрученной струи с обозначением направления осей координат и векторов составляющих скорости

$$\begin{cases} u_r = C_0(t)r + \frac{2Bv}{r} \\ u_z = -2C_0(t)z + C_2(t) \\ u_\varphi = \frac{\Gamma_0(t)}{2\pi r} + \sum_i \frac{\Gamma_i(t)}{2\pi r} \Gamma[C_1 + 1, \beta_i(t)r^2] \end{cases}$$

где v – кинематическая вязкость; $C_0(t)$, $C_2(t)$, $\Gamma_0(t)$, $\Gamma_i(t)$, $\beta_i(t)$ – произвольные функции времени, C_1 , B – произвольные константы. $\Gamma[...]$ – гамма-функция Эйлера. Функция $\beta_i(t)$ определяется выражением:

$$\beta_i(t) = \frac{\beta_0(t) \times e^{-2 \int_0^t C_0(\tau_1) d\tau_1}}{1 + 4v\beta_i(0) \int_0^t e^{-2 \int_0^{\tau_1} C_0(\tau_2) d\tau_2} d\tau_1}$$

где $\beta_i(0)$ – произвольная постоянная.

В этом классе течений одна вихревая струя отличается от другой структурой азимутальной компоненты скорости u_φ , но общим признаком всех вихревых структур этого класса является потенциальность радиальной (u_r) и продольной (u_z) компонент скорости. Структура скорости простейшей закрученной струи из этого класса течений имеет вид:

$$\left\{ \begin{array}{l} u_z = 2C_0 z \\ u_r = -C_0 r \\ u_\varphi = \frac{\Gamma_0}{2\pi r} \left(1 - e^{-\frac{C_0 r^2}{2\nu}} \right) \end{array} \right.$$

В приведенных выше соотношениях u_z – продольная, u_r – радиальная, u_φ – азимутальная компоненты скорости, $C_0(t)$ – радиальный градиент скорости (c^{-1}), $\Gamma_0(t)$ – циркуляция струи (m^2/c); $C_0(t)$, $\Gamma_0(t)$ – независимые функции времени, изменяющиеся в силу нестационарности течения; ν – кинематическая вязкость среды (m^2/c).

Такие вихревые струи расходуют энергию в меру инерционности и вязкости закручиваемой среды за счет ее вращения с азимутальной скоростью u_φ . Основная диссипация при этом зависит от размера и интенсивности вихря и происходит в его приосевой зоне, имеющей радиус

$$R = \sqrt{\frac{2k\nu}{C_0}}$$

и представляющей собой ядро течения, где k – коэффициент, отражающий меру снижения азимутальной скорости в результате потери энергии в закрученной струе, а C_0 – градиент скорости в вихре вдоль его радиуса. Этот размер определяет минимальный калибр канала, в котором при данных значениях скорости течения и вязкости среды может существовать закрученный поток рассматриваемого типа.

Приведенные выражения повторяют структуру вихря Бюргерса [31] с тем отличием, что они допускают возможность квазистационарного анализа струи в силу изменения во времени величин C_0 , Γ_0 и геометрических соотношений в проточном канале. Однако приведенные уравнения не удовлетворяют условиям прилипания ни в продольном, ни в азимутальном направлениях, что требует предположения об особом типе взаимодействий на границе и в ядре потока.

Необходимо подчеркнуть качественное отличие этих струй от всего многообразия закрученных потоков, широко используемых в различных технических устройствах и представляющих собой закрученные турбулентные потоки, возникающие за счет принудительной закрутки среды.

Экспериментальные и теоретические исследования смерчеобразных струй указали на очевидные аналогии с известными свойствами потока крови и позволили объяснить многие, ранее казавшиеся противоречивыми, представления о механизмах генерации, эволюции и стабильности течений, формируемых в сердце [32–38].

ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНИМОСТИ «ТОЧНЫХ РЕШЕНИЙ» К АНАЛИЗУ ЗАКРУЧЕННОГО ПОТОКА КРОВИ

Прежде чем переходить к анализу этих аналогий, необходимо сформулировать, что является критически важным в осуществлении потока крови в рассматриваемом сегменте системы кровообращения.

Итак, чего мы ждем от потока крови в сердце и аорте?

1. Чтобы кровь находилась в непрерывном движении с достаточно высокой скоростью.

2. Чтобы форменные элементы крови двигались с одинаковой скоростью, не задерживаясь ни на одной стадии эволюции течения, совершая цикл газообмена с наибольшей эффективностью.

3. Чтобы было минимизировано взаимодействие между форменными элементами как друг с другом, так и с биологически активными белками крови в ядре потока (во избежание их активации), и взаимодействие форменных элементов и биологически активных белков крови с биологически активными стенками сердца и сосудов (особенно на тех стадиях, когда скорость течения высока) на границе потока. Иначе говоря, чтобы не было зон застоя и отрыва потока, а уровень сдвиговых напряжений был минимизирован.

4. Чтобы переход от одного типа течения к другому проходил без скачкообразных переходных процессов (вены–сердце–аорта–магистральные артерии).

5. Чтобы при изменении размеров (при росте организма) или функциональных характеристик проточных каналов (при старении) не возникало скачкообразных переходных процессов.

6. Чтобы производительность системы в рассматриваемом сегменте могла существенно меняться (в разы) при минимальном изменении геометрических размеров для обеспечения регуляторного резерва системы.

7. Чтобы система имела возможность функционировать и стабилизироваться при необратимом, но не катастрофическом изменении геометрической конфигурации или функциональных характеристик (подвижности, эластичности границ), обеспечивая компенсаторный резерв системы.

«Точные решения», описывающие структуру струи, возникающей при обтекании углубления определенной формы [24, 25], позволяют сформулировать основные свойства течений рассматриваемого класса, которые подтверждены экспериментально. Основными из них являются:

1. Уменьшение потерь энергии на трении (вязкости). Это означает, что напряжения, возникающие в ядре потока и на его границе, существенно сниже-

ны. Этот феномен подтвержден экспериментально при измерении сопротивления обтекания поверхностей с нанесенными углублениями. Показано, что закрученные струи, возникающие в углублениях и встраивающиеся в основной поток, обеспечивают существенное достоверное снижение гидродинамического сопротивления [13].

2. Структурная организация, т.е. движущиеся элементы среды перемещаются вдоль линий тока, форма которых predetermined и представляет собой осесимметричную сходящуюся спираль. Трубка тока представляет собой гиперболоид вращения второго порядка. В пределах трубки тока все элементы среды движутся с одинаковой угловой скоростью. Структурная организация струи достигается при внешних побудителях закрутки – предварительной закрутке среды, асимметрии образующей поверхности относительно оси струи, направляющих лопаток, закручивающих поток.

3. Поперечные градиенты давления. В силу вращения струи в ее осевой зоне возникает область пониженного давления. Чем больше азимутальная составляющая скорости, тем выше градиенты динамического давления, направленные поперек струи. Поэтому в зоне зарождения струи, где азимутальная составляющая скорости имеет наибольшее значение, струя засасывает среду. Таким образом, поступление среды в струю происходит только с ее торца, а не с боковой границы. Этот факт подтвержден экспериментально по данным визуализации закрученных струй в углублениях [13].

4. Структура пограничного слоя. Закрученное течение такого типа осуществляется только при наличии совокупности специальных условий в начале и на границе струи. Эти условия предполагают иную структуру пограничного слоя, нежели сдвиговый пограничный слой Прандтля. Эксперименты с обтеканием углублений позволили визуализировать трехмерный вихревой пограничный слой в основании струи [13]. Однако трудности исследования пограничного слоя не позволяют однозначно судить о его структуре. Точные решения, используемые нами для анализа, не учитывают условие прилипания пограничного слоя. Вероятно, это условие выполняется каким-то другим образом, например, заменой напряжений сдвига напряжениями качения или проскальзыванием пристеночных слоев за счет реологических свойств среды. Известно, что в кровеносном русле пограничный слой очень тонок и не утолщается вдоль потока крови [11]. Возможно, что здесь эти условия создаются благодаря пульсирующему режиму потока, динамически изменяющемуся рельефу и подвижности стенок проточного канала. При этом они так же могут реализоваться

через механизм трехмерного вихревого пограничного слоя [39].

5. Сходимость. В силу действия центростремительных ускорений все линии тока закрученного течения направлены от периферии струи к ее оси. Это означает, что струя имеет внешние границы, независимо от того, движется она в канале или в окружении относительно неподвижной среды. В силу монотонного уменьшения радиуса струя ускоряется на всем протяжении своего существования. При этом поперечный обмен с внешней средой практически отсутствует, что показано экспериментально при визуализации закрученных струй, возникающих в углублениях [13].

6. Конечность – струя имеет начало и конец. Начало струи соответствует нулевой точке, в которой все составляющие скорости равны нулю, например, при формировании радиально-азимутального закрученного движения над вогнутой криволинейной (образующей) поверхностью. Если скорость притока среды внутрь такой поверхности и форма поверхности таковы, что возникают силы, выталкивающие среду, сохраняющую закрученное движение, наружу, то формируется закрученная смерчеобразная струя. Концом струи можно считать место, где прекращают действовать условия, обеспечивающие поддержание структуры струи (например, ее радиус уменьшается настолько, что силы вязкого сопротивления в осевой зоне струи начинают превышать инерцию ее вращения). В этом случае струя вырождается в турбулентный или ламинарный поток в зависимости от величины остаточной скорости. Возможна реструктуризация струи, если вновь возникают условия, необходимые для ее формирования.

7. Стационарность/нестационарность. Струя может быть стационарной. Это возможно, если условия формирования струи не изменяются во времени (скорость притока, кривизна образующей поверхности, сходимость проточного канала соответствуют одной и той же трубке тока). Тогда функциональные коэффициенты, входящие в «точные решения» (положение начала координат, произведение zr^2 , функции C_0 и Γ_0), являются константами. Струя может быть нестационарной (затухающей или пульсирующей, т.е. периодически возобновляемой). В этом случае функциональные коэффициенты C_0 и Γ_0 изменяются во времени в соответствии с законом нестационарности струи, определяемым внешними воздействиями.

8. Инерционность вращения струи – вращение среды в струе обладает инерцией, поэтому время возникновения струи очень мало, а время затухания относительно велико.

Перечисленные свойства центростремительных закрученных течений позволяют выдвинуть ряд положений, обосновывающих возможность использования «точных решений» для анализа механизма движения крови на участках кровеносного русла, характеризующихся высокими скоростями и достаточно большими размерами, например, в артериальном сегменте большого круга кровообращения от левого предсердия до аорты.

1. Вращение среды в потоке обеспечивает подсос крови из зоны зарождения струи на всем пути ее эволюции от левого предсердия до аорты.

2. Продольное перемещение и ускорение струи происходят за счет ее сходимости. При этом при отсутствии препятствий на пути эволюции струи не возникает поперечных вихрей.

3. Гидродинамическое сопротивление струи в рассматриваемом канале может быть снижено за счет специальной организации пограничного слоя, что может обеспечиваться активной мышечной и пассивной эластичной подвижностью стенок, направляющими анатомическими структурами и, возможно, особыми реологическими свойствами крови.

4. Закрученное течение может осуществляться в безотрывном режиме в искривленном канале, если считать, что продольное и радиальное перемещение безынерционно, а вращение струи поддерживается за счет инерции. При этом закрутка потока возобновляется в каждом сердечном цикле. Таким образом, ни в одной точке канала не возникает остановки движения среды.

5. «Точные решения» предполагают, что центростремительные закрученные потоки рассматриваемого типа формируются вокруг вихревого ядра. Это позволяет предположить, что объем струи в пульсирующем режиме меняется в зависимости от поступления среды через торец струи. Учитывая, что закрученная струя на рассматриваемом участке русла затоплена и имеет внешнюю границу, через которую обмен средой отсутствует, внешне по отношению к струе вторичные течения обеспечивают пропорциональное распределение крови по ветвям аорты. При этом в ветвях формируются потоки с аналогичной структурой.

Преимуществом используемых решений является возможность выразить значения функциональных элементов, входящих в выражения для скорости, через значения цилиндрических координат системы, в которой описана струя. Так как движение струи крови в сердце и аорте определяется геометрической конфигурацией проточного канала, ее структура должна соответствовать геометрической конфигурации канала, мгновенное состояние которого

можно количественно охарактеризовать в тех же координатах. Таким образом, выражения для поля скоростей течения можно получить из описания динамики границ при условии, что эти границы соответствуют условиям формирования смерчеобразной струи.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ, УКАЗЫВАЮЩИЕ НА СООТВЕТСТВИЕ СТРУКТУРЫ ПОТОКА КРОВИ ЗАКРУЧЕННЫМ БЕЗВИХРЕВЫМ ТЕЧЕНИЯМ

Экспериментально исследование, предпринятое нашей группой более 20 лет назад, имело целью обнаружить такие аналогии в геометрической конфигурации проточного канала сердца и магистральных сосудов, которые позволили бы идентифицировать поток крови как потенциальный поток вязкой среды, описываемый точными решениями.

Методология поиска вытекала из поставленных задач – мы искали количественные соответствия между закономерностями, вытекающими из точных решений, и направлениями движения жидкости, задаваемыми соответствующими анатомическими структурами. При этом надо понимать, что измерительные возможности анатомо-физиологических параметров потока очень ограничены в силу невозможности внедрения в течение крови без внесения существенных искажений, явной анатомической вариабельности обтекаемых структур и в силу несовершенства методов измерений. Однако, если желаемый эффект обнаружен хотя бы 1 раз, нет необходимости в накоплении статистического материала, поскольку не может возникнуть оснований предполагать, что механизмы движения крови у разных особей различны.

Если предположить, что конфигурация проточного канала близка к геометрической конфигурации струи, формируемой в этом канале, то наличие точных решений позволяет на основе размерных характеристик канала определить конкретные количественные показатели, с помощью которых можно идентифицировать и охарактеризовать состояние закрученной струи:

1. Мгновенное положение цилиндрической системы координат, в которой струя может быть описана с помощью точных решений. Это положение изменяется по закону, определяемому кинетикой сердечного цикла.

2. Траектории линий тока и их проекции на продольно-радиальное и азимутально-радиальное сечения струи. Восстановление линий тока позволяет вычислить мгновенное положение оси струи.

3. Объемный показатель струи, равный произведению продольной и квадрата радиальной координаты.

нат (zr^2) в подвижной цилиндрической системе координат струи и его динамику в течение сердечного цикла.

4. Характер функции $C_0(t)$, отражающей динамику радиального градиента скорости и напрямую зависящей от динамики сердечного сокращения.

5. Характер функции $\Gamma_0(t)$, являющейся циркуляцией струи, и зависимость этой величины от времени в течение сердечного цикла.

6. Отношение этих величин (C_0/Γ_0), которое отражает степень закрученности струи и пропорционально отношению одной из потенциальных к азимутальной (вязкой) составляющей скорости.

7. Кривизну образующей поверхности, при обтекании которой происходит инициация струи. Эта поверхность представляет собой поверхность вращения эвольвенты, построенной к линии тока.

8. Время набора мощности и время угасания струи.

Для каждого из перечисленных показателей разработаны методы расчета [38, 40–42].

Если при наличии закручивающих механизмов геометрическая конфигурация проточного канала такова, что перечисленные величины выражаются рациональными численными значениями, то структура течения в этом канале должна соответствовать структуре смерчеобразной струи, описываемой точными решениями.

В результате экспериментальных исследований методами морфометрии слепков полостей левых отделов сердца и аорты, методом компьютерной томографии и магнитно-резонансной томографии и велосиметрии, методом ангиографии на препаратах человека и животных, а также на добровольцах и пациентах клиники кардиологического профиля впервые обнаружены эффекты, имеющие значение в обеспечении механизма формирования закрученного потока крови (не в хронологической, а в смысловой последовательности).

I. На уровне левого предсердия (ЛП) [42]:

1. Кривизна обтекаемой поверхности (соотношение радиуса кривизны и глубины) купола ЛП в течение фазы опорожнения качественно соответствует кривизне образующей поверхности, формирующей линии тока струи, совпадающей по своим размерам (исходный радиус и радиус в критическом сечении открытого митрального клапана (МК) со струей, заполняющей левый желудочек (ЛЖ)).

2. Дополнительная эвакуация крови из ЛП в конце фазы заполнения ЛЖ (фаза медленного заполнения) осуществляется за счет интенсивного закрученного течения в полости ЛЖ за счет динамических градиентов, возникающих в закрученном потоке.

3. Во время фазы заполнения ЛП кривизна купола формирует вогнутую поверхность, над которой возникает закрученное течение, питаемое четырьмя ЛВ. Одновременно с этим осуществляется инъекция порции крови из сокращающегося УЛП.

4. Направления струй, поступающих из ЛВ и УЛП, визуализированы при селективном окрашивании потоков на изображениях, полученных методом MRI 4D-Flow. Показана постоянная закрутка по часовой стрелке вдоль потока.

На основании перечисленных свойств можно заключить, что систола ЛП гемодинамически незначима и обеспечивает только постоянную вогнутость обтекаемой поверхности, поддерживая, таким образом, условия для формирования закрученного течения и исключая эпизоды пролабирования стенки при быстром опустошении левого предсердия в фазу быстрого изгнания в ЛЖ. Когда основная часть крови перемещается из ЛП в ЛЖ, масса остаточного объема в ЛП мала для поддержания инерционного вращения и обеспечения достаточного динамического градиента давления, отсасывающего кровь из ЛВ. В это время УЛП выбрасывает дополнительную порцию крови в направлении вращения, увеличивая азимутальную скорость и повышая динамический градиент давления, что приводит к увеличению скорости притока по ЛВ.

II. В ЛЖ:

1. Еще при исследовании слепков ЛЖ обнаружены геометрическую разнородность внутрисердечных структур, обтекаемых кровью. В результате была выделена группа трабекул, расположенных преимущественно на свободной и передней стенках полости ЛЖ, образующих вместе систему сходящихся спирально ориентированных направляющих, закрученных по часовой стрелке вдоль оси, соединяющей центр МК и некоторую точку, расположенную в верхушечной части полости, но не совпадающую с верхушкой. Альтернативная система направляющих состоит из трабекул переднеперегородочного угла и ПМ, которые ориентированы по сходящейся спирали (также закрученной по часовой стрелке) вдоль оси, соединяющей некоторую точку, находящуюся в нижней трети свободной стенки ЛЖ, и центр АК. Данные получены методом стереометрического измерения слепков: слепок закрепляли в стереометре с фиксированной системой координат, определяли координаты нескольких точек вдоль одной трабекулы, эти точки соединяли линией, несколько линий, объединенных общим направлением, ориентировали так, чтобы была видна спираль, определяли ось этой спирали и ее ориентацию в полости ЛЖ. Высказано предположение, что сокращение трабекул обеих систем (а следовательно, их

экспрессия в потоке крови) происходит в альтернативном режиме, при этом трабекулы свободной стенки формируют структуру струи, заполняющей полость ЛЖ, а трабекулы переднеперегородочного угла и ПМ формируют структуру струи, изгоняемой из полости ЛЖ в аорту. Впоследствии эти данные были полностью подтверждены при анализе динамических изображений полости ЛЖ с помощью МСКТ-вентрикулографии с контрастом. На этих изображениях отчетливо видна альтернативность функционирования обеих систем трабекул [32, 33].

2. В результате этих наблюдений рассчитана ориентация обеих систем направляющих трабекулярных линий относительно собственно оси и вычислено значение отношения время-зависимых функций C_0/Γ_0 . Показано, что полученная величина изменяется по гиперболическому закону в зависимости от суммарной продольной координаты вдоль траектории эволюции струи (т.е. в результате суммирования длины оси вдоль приточной и изгоняющей систем трабекул). Это позволило предположить, что в полости ЛЖ происходит эволюция единственной закрученной струи, сохраняющей свою структуру при смене фаз диастолы и систолы желудочка [36, 37].

3. В развитие этих результатов выполнено сравнительно-анатомическое исследование слепков ЛЖ животных, существенно отличающихся размерами. Так, проведено сравнение трабекулярного рельефа на слепках левого желудочка крыс, кроликов, собак и человека. Зависимости, полученные ранее на слепках левого желудочка человека, были с высокой достоверностью воспроизведены на более мелких животных. Это позволило сделать вывод о том, что структура потока, формируемого в ЛЖ, не зависит от размеров полости, а следовательно, не подчиняется аналогии Рейнольдса, учитывая, что абсолютные значения скорости течения крови у всех животных примерно равны [41].

4. Также в развитие полученных ранее результатов проведено исследование архитектоники трабекулярного рельефа у больных гипертрофической обструкционной кардиомиопатией (ГКМП) до и после хирургической коррекции в сравнении с нормальным расположением трабекул. Исследование проведено по данным динамической вентрикулографии с помощью МСКТ. Показано, что графики изменения величины отношения C_0/Γ_0 в зависимости от времени в течение сердечного цикла в норме и при ГКМП существенно отличаются. При гипертрофии значительно снижается закрутка струи, заполняющей полость ЛЖ, что приводит к существенному снижению сердечного выброса. Хирургическая коррекция гипертрофии методом миоэктомии досту-

пом из правого желудочка частично восстанавливает нормальный механизм эволюции закрученной струи в полости [38].

5. Визуализация струи в полости ЛЖ с помощью MRI 4D-Flow подтверждает, что закрученная струя поступает через МК в закрученном состоянии, направляется в сторону задней стенки полости и закручивается по часовой стрелке относительно оси, проходящей через МК (обеспечивая дополнительную эвакуацию крови из полости ЛП). После закрытия МК этот вихрь разворачивается относительно большой кривизны свободной стенки ЛЖ. Эта кривизна (по соотношению радиуса и глубины) качественно соответствует кривизне образующей поверхности, формирующей закрученную струю, изгоняемую из полости ЛЖ в аорту. В момент открытия АК эта струя, не теряя структуры за счет инерционности вращения, устремляется в просвет АК и инжектируется в аорту [43, 44].

Что необходимо для осуществления этого механизма? Во-первых, четкое разделение доминантной и вторичных струй в момент инъекции, что обеспечивается отсутствием поперечного переноса среды в закрученной струе. Во-вторых, подсос среды из зоны зарождения струи (в левом предсердии при заполнении ЛЖ и в ЛЖ при инъекции в аорту) за счет динамического градиента давления в закрученной струе. В-третьих, обоснование возможного поглощения более мелких вторичных течений доминирующей закрученной струей с учетом возможности формирования кольцевых вихрей, обладающих известной устойчивостью, зарегистрированных, в частности, G. Pedrizzetti [45]. В-четвертых, соответствие внешних контуров полости соотношениям для соответствующих проекций линий тока смерчеобразной струи и наличие криволинейной образующей поверхности, служащей основанием для такой струи. В-пятых, повсеместное наличие условий формирования подвижного вихревого пограничного слоя, исключающего возникновение сдвиговых напряжений на границе струи [39]. В ЛЖ в норме и при компенсированной патологии отсутствуют признаки, исключающие возможность выполнения этих условий.

Перечисленные свойства свидетельствуют, что координированное сокращение обтекаемых структур полости ЛЖ в течение всего сердечного цикла соответствует мгновенному состоянию эволюции внутрисердечного потока крови. При этом обеспечиваются механизмы поддержания циркуляции струи, поступающей из ЛП и струи, изгоняемой в аорту. Клапанный аппарат при этом выполняет пассивную роль, обеспечивая продолжение подвижной границы струи. Доминантная и вторичные струи имеют значение для механики закрытия клапанов.

III. В аорте.

1. На слепках аорты различных животных (человек, свинья, собака, кролик) показано, что радиус проточного канала изменяется вдоль длины аорты в соответствии с закономерностями, вытекающими из точных решений. Эта закономерность состоит в том, что, начиная от начала координат вдоль канала, должно выполняться условие постоянства произведения квадрата радиуса на значение продольной координаты. Для аорты это условие выполняется, если положение начала координат отстоит от АК вглубь сердца на определенное расстояние. По идее, эта величина должна соответствовать расстоянию до места инициации закрученной струи. При исследовании на слепках показано, что это расстояние по порядку величин сопоставимо с суммой удвоенного продольного размера полости ЛЖ и продольного размера ЛП. Прижизненные измерения с помощью МСКТ и MRI показали, что эта величина несколько меньше и изменяется в течение сердечного цикла в соответствии с логикой эволюции струи (этот тезис нуждается в дополнительном уточнении) [46].

2. С помощью эластометрических и ангиографических измерений показано, что указанная закономерность выполняется при нормальном уровне давления в просвете аорты. Повышение давления более 150 мм рт.ст. приводит к искажениям данной зависимости [40].

3. С помощью эластометрических измерений показано, что в норме эластичность аорты увеличивается в дистальном направлении. При этом общая конфузность проточного канала аорты сохраняется, однако расчетное положение точки начала координат смещается в положительную сторону при закрытом АК и в отрицательную сторону при открытом АК, когда струя в полости ЛЖ и в аорте представляет собой единое целое. Такое распределение эластичности вдоль аорты также искажается при повышении внутрисосудистого давления более 150 мм рт.ст. [46].

4. Математическое моделирование круглого упругого канала с продольно-радиальными размерами аорты человека подтвердило существенную зависимость возможности формирования смерчеобразной закрученной струи от распределения упругости вдоль проточного канала [47].

5. Визуализация потока в аорте с помощью MRI 4D-Flow показывает существенное изменение степени закрученности струи в зависимости от фазовой динамики АК. Степень закрученности значительно увеличивается при закрытом клапане [44].

6. Картирование и анализ поля скоростей в аорте, измеренного с помощью фазово-контрастной

MRI-вексиметрии, позволили выявить следующие особенности течения: а) доминантное вращение векторов скорости по полю по часовой стрелке; б) постоянное наличие в каждом сечении аорты, по крайней мере двух центров циркуляции противоположного знака, соответствующих доминантной струе и вторичным возвратным струям с такой же структурой; в) вращение оси инжектируемой закрученной струи в просвете аорты (прецессию) по часовой стрелке в течение всего сердечного цикла (струя в целом как бы катится вдоль стенки аорты); г) уменьшение значения циркуляции струи вдоль аорты (как для положительной, так и для отрицательной циркуляции); д) уменьшение величины частотной характеристики струи C_0 вдоль аорты; е) уменьшение величины циркуляции Γ_0 в течение сердечного цикла (угасание вращения). Сделан вывод о необходимости пульсирующего режима изгнания крови в аорту для подкручивания среды и поддержания непрерывного вращения струи [35].

Суммируя перечисленные эффекты, можно заключить, что в течение всего сердечного цикла и на всем протяжении участка кровеносного русла от левого предсердия и до аорты выполняются геометрические условия, необходимые для поддержания структуры смерчеобразной струи. Детерминированное распределение крови по ветвям аорты обеспечивается за счет радиального смещения вторичных и возвратных течений с учетом локальных диффузорных сегментов проточного канала аорты.

ПРЕДЛАГАЕМЫЙ МЕХАНИЗМ ГЕНЕРАЦИИ И ПОДДЕРЖАНИЯ ЗАКРУЧЕННОЙ СТРУКТУРЫ ПОТОКА В СЕРДЦЕ И АОРТЕ

На основании собственных данных и фактов, известных по исследованиям других авторов, концепция смерчеобразных закрученных течений позволяет описать механизм формирования и эволюции закрученной смерчеобразной струи крови в левых отделах сердца и аорте.

Этот механизм действует непрерывно и воспроизводится с каждым следующим сердечным сокращением во всех рассматриваемых сегментах проточного канала. Условно процесс может быть разделен на несколько стадий:

1. Наполнение ЛП. Первичная закрутка массы крови происходит на вогнутой обтекаемой поверхности ЛП между устьями ЛВ при достаточной скорости натекающего потока. Как только закрутка среды в полости ЛП произошла, наполнение ЛП происходит за счет двух механизмов – продолжающегося притока по ЛВ и подсоса среды вследствие динамического градиента давления в осевой зоне закрученного потока в полости ЛП.

2. Фаза быстрого наполнения ЛЖ. (МК открыт, $P_{\text{лж}}$ минимально, $P_{\text{лп}}$ максимально; струя ограничена в истоке криволинейной поверхностью ЛП, сходящимися стенками ЛП и створками МК, вместе образующими сходящийся канал; в ЛЖ потоку экспонированы трабекулы свободной стенки, радиус полости и азимутальная скорость увеличиваются.) Открытие МК за счет падения давления в полости ЛЖ вследствие активной диастолы и устремление закрученной смерчеобразной струи из ЛП в ЛЖ вдоль сходящегося канала, образованного стенками ЛП и створками МК. При этом циркуляция струи обеспечивает максимальную эвакуацию крови из ЛП (зоны зарождения) за счет динамического градиента давления в осевой зоне струи.

3. Фаза медленного наполнения ЛЖ. (МК открыт, $P_{\text{лж}} = P_{\text{лп}}$, в полости ЛЖ большой вихрь, обеспечивающий подсос из полости ЛП.) Систола УЛП обеспечивает циркуляцию остаточного объема в полости ЛП и подсос из ЛВ перед закрытием митрального клапана.

4. Начало изометрической фазы. (Сокращение ПМ и трабекул переднеперегородочного угла, подъем давления в ЛЖ, закрытие МК.) После закрытия МК в полости ЛЖ формируется доминантный вихрь, ось которого направлена в сторону АК, а основание сориентировано относительно свободной стенки ЛЖ, обладающей кривизной образующей поверхности. Циркуляция вихря поддерживается трабекулами свободной стенки. Эта циркуляция обеспечивает падение давления в центре струи, за счет которого струя «присасывается» к свободной стенке ЛЖ. Не объясненным остается механизм смены ориентации циркуляции струи, имеющей векторное выражение относительно полости ЛП, на ориентацию доминантного вихря в полости ЛЖ (векторное поле которого построено относительно полости ЛЖ).

5. Систола ЛЖ. В начале механической систолы в полости ЛЖ уже сформирован крупный доминантный вихрь, ориентированный относительно кривизны свободной стенки ЛЖ таким образом, что его ось направлена в сторону АК. Направляющими для этого вихря являются папиллярные мышцы и длинные трабекулы переднеперегородочного угла ЛЖ. Аортальный клапан открывается, как только давление в полости ЛЖ становится выше давления в аорте. В этот момент (со скоростью звука в среде крови) структура вихревого движения распространяется на всю доступную длину аорты, формируя так называемый «вихревой шнур», вдоль которого происходит наполнение доминантной струи средой, поступающей из ее основания.

6. Быстрое изгнание. По мере наполнения струи ее радиус увеличивается, возрастает азимутальная

составляющая скорости. Остаточный объем крови в аорте, взаимодействуя со струей, но не обмениваясь с ней средой, воспринимает структуру закрученных струй в силу вязких взаимодействий и локализуется в пространстве между доминантной струей и стенками аорты. Эти струи представляют собой вторичные и возвратные потоки и являются источником потоков, направляемых в ветви аорты.

7. Медленное изгнание. Закрученная струя в аорте продолжает вращение в силу инерционности, поддерживая градиент динамического давления от оси к границе струи. Этот градиент обеспечивает эвакуацию дополнительного объема среды из полости ЛЖ. Однако энергия струи уменьшается из-за дефицита притока, струя распадается на несколько противоположно направленных закрученных течений. Те из них, которые направлены ретроградно, обеспечивают закрытие аортального клапана.

8. Закрытие АК и подготовка к следующему циклу. После закрытия АК в полости ЛЖ остаточный объем, также сохраняющий структуру закрученного течения в силу инерции вращения, меняет свою локализацию и ориентацию для восприятия и сшивки со следующей струей, поступающей из МК.

Предложенный циклически воспроизводимый механизм устанавливает, что закрученность потока крови является важнейшим свойством кровообращения, поскольку обеспечивает движение крови с минимальными затратами энергии на сопротивление, минимизацию взаимодействий внутри струи и на ее границах (в том числе на стенках), максимальную эвакуацию среды из области формирования струи, осевую модель инъекции струи в каждую следующую полость без контакта со стенками канала, переориентацию направления течения, определяет организацию вторичных и возвратных течений и строго детерминированное распределение крови по ветвям. При этом вдоль потока в норме исключается возможность возникновения отрывных течений и застойных зон.

Этот механизм не содержит видимых противоречий, однако, многие этапы эволюции закрученного течения в сердце и магистральных сосудах требуют дополнительных исследований. Так, необходимо более детальное фазовое исследование притока по ЛВ, исследование динамики сокращения ЛП и уточнение роли сокращения УЛП в формировании первичной закрученной струи. Представляется важным уточнение последовательности сокращения внутрисердечных мышечных элементов, обтекаемых кровью, в дополнительном исследовании нуждается характер взаимодействия струи, инъектируемой в полость ЛЖ, с остаточным объемом крови и кинетика образующихся при этом

вихревых образований. Важным вопросом является процесс инжекции крови в аорту, детальное картирование скоростей инжектируемой струи и вторичных струй, с которыми она взаимодействует. Необходимы дополнительные исследования механизмов распределения потоков по основным ветвям аорты с учетом геометрической полиморфности ветвления. А основной и до сих пор нерешенной проблемой остается проблема энергетического баланса сердца – сколько энергии вырабатывается в результате метаболических процессов в миокарде и сколько энергии затрачивается на обеспечение насосной функции сердца.

Ответы на эти вопросы только частично можно получить из экспериментальных и клинических исследований. Основная роль в решении перечисленных проблем должна принадлежать методам математического моделирования потоков на основании предложенной концепции и точных решений уравнений гидродинамики для рассматриваемого класса течений.

Закрученное потенциальное течение может быть легко искажено и даже разрушено. Нарушения могут возникнуть при искажениях координации сердечного сокращения, при изменении геометрической конфигурации проточного канала, при изменении динамики работы клапанного аппарата, при снижении эластичности или измененном распределении реологических свойств крови. Так как закрученная струя на всех этапах своей эволюции является затопленной и контактирует со стенками канала только в критических точках, ее адаптивные возможности очень велики. Однако потери энергии неизбежны и в основном состоят во взаимодействии с вторичными и остаточными струями. Поэтому локальное увеличение объема проточного канала на пути эволюции струи приводит к потере ее мощности. Свойства струи могут критически измениться и при возникновении препятствий азимутальному вращению струи. Эти и другие нарушения нормальных физиологических параметров рассматриваемого сегмента кровообращения неминуемо приводят к снижению сердечного выброса, увеличению нагрузки на сердечную мышцу и нарушению функционирования системы в целом.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ – ЗНАЧЕНИЕ ПРОВЕДЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ, ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ В РАМКАХ КОНЦЕПЦИИ СМЕРЧЕОБРАЗНОЙ СТРУКТУРЫ ТЕЧЕНИЯ КРОВИ

Предложенная концепция кровообращения, основанная на главенствующей роли закрученности потока

в осуществлении движения крови, имеет большое значение для общего понимания физиологических процессов и прикладных направлений клинического и технического характера.

Для фундаментальной физиологии и медицины:

- предложенный механизм позволяет непротиворечивым образом исследовать, каким образом возникает и эволюционирует пульсирующий поток крови, зарождающийся в ЛП и сохраняющий структуру, по крайней мере, до конца аорты.

Для моделирования кровообращения:

- точные решения позволяют выделить конкретные признаки начальных и граничных условий, имеющих значение при симуляции потока крови.

Для патофизиологии:

- предложенный механизм позволяет объяснить пути компенсаторной коррекции конфигурации проточного канала за счет пластических процессов в местах возникновения отрывов потока или застойных зон – геометрическое ремоделирование сердца и аорты.

Для кардиологии:

- использование точных решений позволяет сформулировать новые количественные диагностические критерии и разработать новые диагностические системы и программное обеспечение для оценки состояния потока крови.

Для кардиохирургии:

- использование точных решений и моделирование на их основе позволяет выбрать оптимальную тактику восстановления геометрической конфигурации проточного канала при реконструктивных операциях на сердце и главных сосудах.

Для конструирования органозамещающих протезов для кардиохирургии:

- использование точных решений позволяет создавать протезы с учетом особенностей течения крови – так возник полнопроточный механический протез АК, предложена модель протеза МК, разработан эластичный сосудистый протез.

Для физического моделирования кровообращения:

- точные решения создают основу для изготовления исследовательских и испытательных стендов, симулирующих реальные гидродинамические условия функционирования узлов сердечно-сосудистой системы.

Для решения проблемы полностью имплантируемого искусственного сердца: возможным решением этой проблемы была бы разработка насоса, способного генерировать структурированный закрученный поток крови.

Перспективными представляются новые научные направления, основанные на концепции смер-

чеобразной самоорганизации потока крови в сердце и магистральных сосудах:

- разработка новых подходов к математическому моделированию потока крови;
- разработка новых принципов диагностики, основанных на определении качества потока крови;
- исследование механизмов генерации и поддержания закрученного потока крови в правых отделах сердца и легочном русле. Анализ роли потока в патогенезе легочной гипертензии;
- исследование механизмов ремоделирования и разработка новых подходов к коррекции приобретенных патологических нарушений динамической геометрии проточного канала сердца и магистральных сосудов (клапаны, геометрическая конфигурация полостей, биомеханические характеристики обтекаемых поверхностей);
- исследование ремоделирования и разработка новых подходов к коррекции нарушений ритма (хирургическая изоляция очагов эктопии, фибрилляция предсердий, режимы кардиостимуляции, изолированная стимуляция УПП);
- анализ механизмов компенсации и разработка новых подходов к коррекции сложных врожденных пороков сердца;
- разработка физических моделей кровообращения, воспроизводящих гидродинамические особенности потока крови;

– разработка новых конструкций и режимов функционирования паракорпоральных устройств, подключаемых к системе кровообращения (аппараты искусственного кровообращения, гемодиализ, плазмоферез);

– разработка новых конструкций протезов сегментов системы кровообращения (клапаны, сосуды, вспомогательные насосы, полностью имплантируемое искусственное сердце), учитывающих гидродинамические особенности потока крови. Разработка новых испытательных систем для оценки функциональных характеристик имплантатов для кардиохирургии.

ВЫВОД

Таким образом, сформировано новое перспективное научное направление, имеющее как фундаментальное значение для понимания физиологических механизмов кровообращения, так и прикладное значение для диагностики и лечения больных с различными циркуляторными расстройствами, а также для разработки новых органозамещающих и вспомогательных устройств, используемых в сердечно-сосудистой хирургии. ●

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда № 16-15-00109.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Bremer J. // Amer. J. Anatomy. 1932. V. 49. P. 409–440.
2. Markl M., Kilner P.J., Ebbers T. // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2011. V. 13. P. 7. doi: 10.1186/1532-429X-13-7
3. Buonocore M.H. // Magn. Reson. Med. 1998. V. 40(2). P. 210–226. doi: 10.1002/mrm.1910400207
4. Kilner P.J., Yang G.Z., Mohiaddin R.H., Firmin D.N., Longmore D.B. // Circulation. 1993. V. 88. № 5. P. 2235–2247. doi: 10.1161/01.cir.88.5.2235
5. Frazin L.J., Vonesh M.J., Chandran K.B., Shipkowitz T., Yaacoub A.S., McPherson D.D. // ASAIO J. 1996. V. 42(6). P. 951–956. doi: 10.1097/00002480-199642060-00006
6. Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А. // Рос. журн. биомех. 2002. Т. 6. № 4. С. 30–50.
7. Кирсанов Р.И., Куликов В.П. // Успехи физиол. наук. 2013. Т. 44. № 2. С. 62–78.
8. Gallo D., Isu G., Massai D., Pennella F., Deriu M.A., Ponzini R., Bignardi C., Audenino A., Rizzo G. Morbiducci U. Visualization and simulation of complex flows in biomedical engineering: Lecture notes in computational vision and biomechanics / Eds Lima R., Imai Y., Ishikawa T., Oliveira M. Dordrecht: Springer, 2014. V. 12.
9. De Nisco G., Kok A.M., Chiastra C., Gallo D., Hoogendoorn A., Migliavacca F., Wentzel J.J., Morbiducci U. // Ann. Biomed. Eng. 2019. V. 47(2). P. 425–438. doi: 10.1007/s10439-018-02169-x
10. Bockeria L.A., Gorodkov A.J., Dorofeev A.V., Alshibaya M.D. // Eur. J. Cardiothorac. Surg. and the RESTORE Group. 2006. V. 29. P. 251–258. doi: 10.1016/j.ejcts.2006.02.057
11. Pedley T.G. The fluid mechanics of large blood vessels. Cambridge: University Press, 1980.
12. Caro C.G., Watkins N.W., Sherwin S.J., Pitt R., Giordana S., Franke P.T., Peiro J., Doorly D.J., Papaharilaou Y., Chesire N., Jackson M., Bicknell C. Swirling circulatory and respiratory flow: Biological/pathological implications. IFMBE Proc. EMBEC, 2002. P. 8–16.
13. Гатаулин Я.А., Юхнев А.Д., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М., Куликов В.П., Кирсанов Р.И. Структура вихревого течения в бифуркации кровеносного сосуда: сопоставление результатов пациент-ориентированных расчетов и клинических доплеровских измерений. Тез. докл. международной конференции ФизикА. СПб 23–25 октября 2018 года. Санкт-Петербург: ФТИ им. А.Ф. Иоффе. 2018. С. 270–271.
14. Pedrizzetti G., La Canna G., Alfieri O., Tonti G. // Nat. Rev. Cardiol. 2014. V. 11. P. 545–553. doi: 10.1038/nrcardio.2014.75
15. Pasipoularides A. // Hellenic J. Cardiol. 2012. V. 53. P. 458–469.
16. Бураковский В.И., Доброва Н.Б., Кузьмина Н.Б., Агафонов А.В., Роева Л.А., Дрогайцев А.Д. // Эксп. хирургия и анестезиология. 1976. № 3. С. 13–16.
17. Вараксин А.Ю., Ромаш М.Э., Копейцев В.Н. Горнадо. М.: Физматлит, 2011. 344 с.
18. Rotunno R. // Annu. Rev. Fluid Mechanics. 2013. V. 45. P. 59–84.
19. Гольдштик М.А. Вихревые потоки. Новосибирск: Наука, 1981. 367 с.
20. Escudier M. // Annu. Rev. Fluid Mechanics. 1987. V. 19. № 1. P. 27–52.

21. Пиралишвили Ш.А. Вихревой эффект. Т. 1. Физическое явление, эксперимент, теоретическое моделирование. М.: Научтехлитиздат, 2013. 343 с.
22. Бирюк В.В., Веретенников С.В., Гурьянов А.И., Пиралишвили Ш.А. Вихревой эффект. Технические приложения. М.: Научтехлитиздат, 2014. Т. 2. Ч. 1. 288 с.
23. Пиралишвили Ш.А., Писаревский А.С. // Известия Российской академии наук. Механика жидкости и газа. 2013. № 3. С. 138–147.
24. Кикнадзе Г.И., Краснов Ю.К. // Докл. АН СССР. 1986. Т. 290. № 6. С. 1315–1319.
25. Кикнадзе Г.И., Краснов Ю.К., Подымака Н.Ф., Хабенский В.Б. // Докл. АН СССР. 1986. Т. 291. № 6. С. 1315–1318.
26. Андреев В.К., Капцов О.В., Пухначёв В.В., Родионов А.А. Применение теоретико-групповых методов в гидродинамике. Новосибирск: ВО Наука, 1994. 319 с.
27. Goldshtik M.A. // Annu. Rev. Fluid Mechanics. 1990. Т. 22. № 1. P. 441–472.
28. Shtern V., Hussain F. // Annu. Rev. Fluid Mechanics. 1999. V. 31. № 1. P. 537–566.
29. Kiknadze G.I., Gachechiladze I.A., Gorodkov A.Yu. Self-Organization of Tornado-Like Jets in Flows of Gases and Liquids and the Technologies Utilizing This Phenomenon. Proc. ASME 2009 Heat Transfer Summer Conference. San Francisco, California, USA. July 19–23 2009. P. 547–560. doi: 10.1115/HT2009-88644
30. Кикнадзе Г.И., Гачечиладзе И.А., Алексеев В.В. Самоорганизация смерчеобразных струй в потоках вязких сплошных сред и интенсификация теплообмена, сопровождающая это явление. М.: Изд-во МЭИ, 2005. 83 с.
31. Burgers J.M. // Adv. Appl. Mechanics. 1948. V. 1. P. 171–199.
32. Кикнадзе Г.И., Олейников В.Г., Гачечиладзе И.А., Городков А.Ю., Добрава Н.Б., Бакей Ш., Бара Ж.-Л. // Докл. Акад. наук. 1996. Т. 351. С. 119–122.
33. Городков А.Ю. // Бюл. НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. 2003. № 9. С. 61–66.
34. Городков А.Ю., Николаев Д.А. // Бюл. НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. 2003. № 9. С. 67–69.
35. Бокерия Л.А., Городков А.Ю., Николаев Д.А., Кикнадзе Г.И., Гачечиладзе И.А. // Бюл. НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. 2003. № 9. С. 70–74.
36. Bockeria L.A., Kiknadze G.I., Gachechiladze I.A., Gorodkov A.Y. Application of Tornado-flow Fundamental Hydrodynamic Theory to the Study of Blood Flow in the Heart and Main Vessels – Further Development of Tornado-like Jet Technology. Proc. ASME 2011 International Mechanical Engineering Congress & Exposition ASME2011, November 11–17, 2011. Denver, Colorado, USA. IMECE2011-63769. doi: 10.1115/IMECE2011-63769
37. Bockeria L.A., Kiknadze G.I., Gachechiladze I.A., Gabidullina R.F., Makarenko V.N. // *Cardiometry*. 2013. № 3. P. 5–29. doi: 10.12710/cardiometry.2013.3.530
38. Талыгин Е.А., Зазыбо Н.А., Жоржوليани Ш.Т., Крестинич И.М., Миронов А.А., Кикнадзе Г.И., Бокерия Л.А., Городков А.Ю., Макаренко В.Н., Александрова С.А. // Успехи физиол. наук. 2016. Т. 47. № 1. С. 48–68.
39. Шлихтинг Г. Теория пограничного слоя. М.: Наука, 1969.
40. Жоржوليани Ш.Т., Миронов А.А., Талыгин Е.А., Цыганков Ю.М., Агафонов А.В., Кикнадзе Г.И., Городков А.Ю., Бокерия Л.А. // Бюл. эксп. биол. мед. 2017. Т. 164. № 10. С. 519–524.
41. Тхагапсова М.М., Талыгин Е.А., Жоржوليани Ш.Т., Агафонов А.В., Дорофеев А.В., Городков А.Ю., Кикнадзе Г.И., Бокерия Л.А. // Биофизика. 2020. Т. 65. № 1. С. 165–174. doi: 10.31857/S0006302920010184
42. Talygin E., Kiknadze G., Agafonov A., Gorodkov A. Application of the tornado-like flow theory to the study of blood flow in the heart and main vessels: Study of the potential swirling jets structure in an arbitrary viscous medium. Proceedings of the ASME 2019 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. V. 3: Biomedical and Biotechnology Engineering. Salt Lake City, Utah, USA. November 11–14, 2019. V003T04A032. ASME. <https://doi.org/10.1115/IMECE2019-11298>
43. Talygin E.A., Zhorzholiani Sh.T., Tkhangapsova M.M., Tsygankov Y.M., Agafonov A.V., Gorodkov A.Y., Kiknadze G.I., Bockeria L.A. Reconstruction of Swirling Blood Flow in the Heart and Aorta on the Basis of Measurements of Dynamic Geometry and Elastic Properties of the Flow Channel. 2019. IMECE2018-87680, V003T04A052; 7 pages. doi: 10.1115/IMECE2018-87680
44. Городков А.Ю. Использование концепции смерчеобразных течений вязкой жидкости для объяснения феномена движения крови в сердце и магистральных сосудах. «Физиология и патология кровообращения». VII Всероссийская с международным участием школа-конференция. 3–6 февраля 2020 г. М.: МГУ им. М.В. Ломоносова. Факультет фундаментальной медицины. 2020. С. 17–19.
45. Pedrizzetti G., Domenichini F. // *Ann. Biomed. Eng.* 2015. V. 43. № 1. P. 26–40. doi: 10.1007/s10439-014-1101-x.
46. Жоржوليани Ш.Т., Талыгин Е.А., Крашенинников С.В., Цыганков Ю.М., Агафонов А.В., Городков А.Ю., Кикнадзе Г.И., Чвалун С.Н., Бокерия Л.А. // Физиология человека. 2018. Т. 44. № 5. С. 47–56. doi: 10.1134/S013116461805017X.
47. Talygin E.A., Zhorzholiani Sh.T., Agafonov A.V., Kiknadze G.I., Gorodkov A.Yu., Bockeria L.A. // *Human Physiol.* 2019. V. 45. № 5. P. 527–535. doi: 10.1134/S0362119719050190.