

УДК 532.5; 612.13

## **Анализ современных подходов к проектированию искусственных желудочков сердца роторного типа**

Банин Е. П.<sup>1,2,\*</sup>, Гуськов А. М.<sup>1,2</sup>,  
Сорокин Ф. Д.<sup>1</sup>

\* [evg.banin@gmail.com](mailto:evg.banin@gmail.com)

<sup>1</sup>МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия

<sup>2</sup>НИИ "Курчатовский институт", Москва, Россия

---

В работе проведен анализ существующих подходов к численному и натурному экспериментам при проектировании искусственного желудочка сердца роторного типа. Для реализации метода визуализации потока с помощью масляных пятен предложена оригинальная конструкция испытательного стенда, построенного на модульном принципе. Показаны основные особенности разработанного стенда. Проведено математическое моделирование поведения крови во входном аппарате искусственного желудочка сердца. Рассмотрены входные аппараты с тремя и четырьмя лопатками. Поток крови считается стационарным. Кровь принята несжимаемой, вязкой жидкостью. Математическое моделирование проводится методами вычислительной гидродинамики (CFD). Исследование направлено на выявление потенциально опасных застойных зон и других негативных эффектов. Для получения зависимости распределения скоростей потока от геометрических параметров конструкции рассмотрены различные конфигурации входного аппарата искусственного желудочка сердца.

**Ключевые слова:** механическая поддержка кровообращения, искусственный желудочек сердца, 3D-печать, математическое моделирование, визуализация, экспериментальная верификация

---

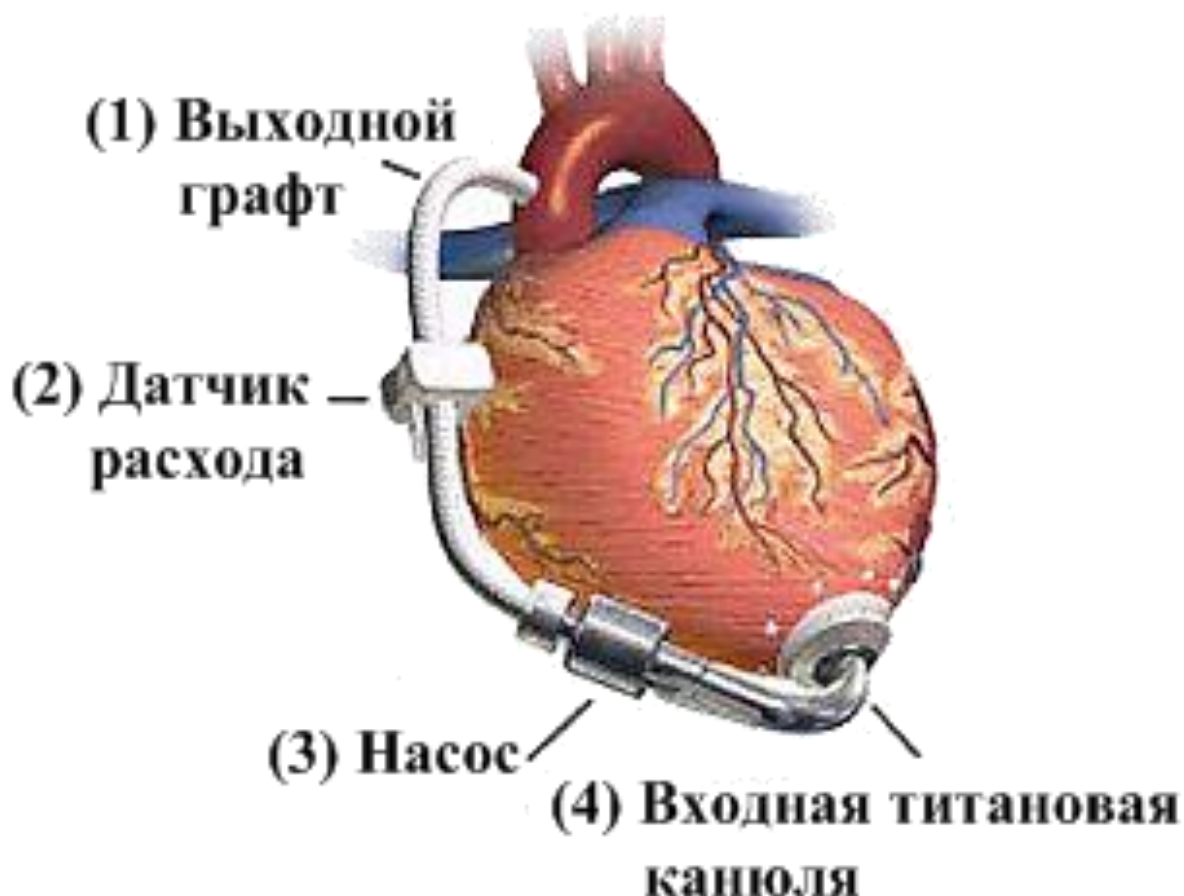
### **Введение**

Механическая поддержка кровообращения (МПК) – комплекс мер по поддержанию или замещению функции сердца человека при заболеваниях сердечно-сосудистой системы. Одним из подходов в МПК является установка миниатюрного насоса для перекачивания крови из полости желудочка в восходящий отдел аорты. В случае перекачивания крови насосом минуя аортальный клапан, операция классифицируется как обход желудочка. Вид установленного насоса и элементов периферии представлен на рис. 1. Для таких операций применяются центробежные, осевые и диагональные (в перспективе) насосы [1, 2]. В клинической практике такой насос называется

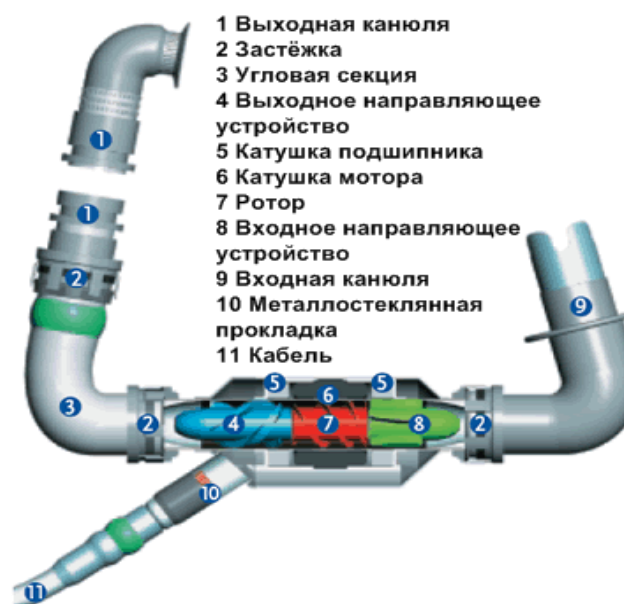
искусственный желудочек сердца (ИЖС). В работах [3, 4, 5] проведено подробное описание существующих и перспективных моделей ИЖС.

Искусственный желудочек сердца (ИЖС) – сложное устройство, элементы которого представлены на рис. 2. В основе конструкции лежит ротор (Рис. 2, позиция 7) с встроенными магнитами. Ротор приводится в движение магнитным полем от катушки (Рис. 2, позиция 6). Поток входит из вершины желудочка во входную канюлю (Рис. 2, позиция 9). Входное направляющее устройство или спрямляющий аппарат (Рис. 2, позиция 8) должно уменьшить окружную составляющую скорости и обеспечить безударный вход потока на лопасти ротора. Вращающийся ротор сообщает потоку кинетическую энергию, которая впоследствии преобразуется в энергию давления в области выходного направляющего устройства или диффузора (Рис. 2, позиция 4). По выходной канюле (Рис. 2, позиция 1) кровь поступает к восходящему отделу аорты.

Первая часть посвящена анализу существующих подходов к проектированию ИЖС. Во второй части проведен анализ результатов численного эксперимента: рассмотрены поля скоростей в области входного аппарата ИЖС.



**Рис. 1.** Обход левого желудочка с использованием ИЖС HeartAssist 5 [1]



**Рис. 2.** Элементы ИЖС и периферии для модели INCOR (BerlineHeart, Германия)

В зависимости от конструкции ИЖС в спрямляющем аппарате и диффузоре могут размещаться магнитные опоры. В такой конструкции ротор левитирует в магнитном поле катушки и магнитов в опорах, что позволяет отказаться от подшипниковых узлов (подшипников скольжения) и исключить изнашиваемые детали из конструкции.

За последние 10 лет интерес к ИЖС, как альтернативе пересадке сердца, существенно возрос. В некоторых странах Европы (например, Германия) количество устанавливаемых насосов уже превзошло количество пересадок сердца, а в США эти показатели в ближайшие 2-3 года сравняются. Эволюция ИЖС прошла 3 поколения развития [2]. Современное 3-е поколение ИЖС представляется как миниатюрный, эргономичный и удобный в установке насос с малым показателем гемолиза (процесс разрушения эритроцитов и выделения в кровь гемоглобина), малым тромбообразованием в области проточной части насоса. Усложнение конструкции привело к совершенствованию подходов к проектированию как комплексному процессу.

Активное использование методов математического моделирования в совокупности с экспериментальными методами верификации стало использоваться в проектировании сравнительно недавно. Решение задачи в такой постановке позволяет проектировать надежные, оптимизированные по нескольким критериям (например, по гемолизу, тромбозу и эффективности насоса) устройства ИЖС, а математическое моделирование – достаточно точно предсказать особенности поведения потока крови в различных областях ИЖС.

**Цель исследования.** Статья посвящена анализу современных подходов к проектированию ИЖС и выработке рекомендаций для начального этапа проектирования и численного моделирования.

## **Анализ существующих подходов к проектированию ИЖС**

Одной из первых работ, в которой численное моделирование в совокупности с экспериментальной верификацией дало успешный результат, можно считать работу по созданию осевого насоса IMPELLA для краткосрочного применения у пациентов с инфарктом миокарда [6]. С 2008 года ИЖС Impella получил американскую и европейскую сертификацию и стал использоваться в клинической практике [7-9]. После запуска еще нескольких успешных проектов (например, [10]) концепция проектирования «математическое моделирование – экспериментальная верификация» стала применяться повсеместно. Далее в работе будет приведен анализ различных подходов.

### **Экспериментальные подходы**

На данный момент широкое распространение получили несколько методов исследования потоков в проточной части насоса ИЖС, а именно:

- визуализация потоков с помощью масляных точек и пленок;
- двумерная цифровая трассерная визуализация потоков;
- трехмерная цифровая трассерная визуализация потоков.

Метод визуализации потоков с помощью масляных точек [11-13] и пленок [11, 12] стал активно применяться в проектировании желудочков в 90-х годах прошлого века. С помощью этого метода проводились исследования сдвиговых напряжений на роторе насоса, идентификация потенциальных застойных зон, предсказание гемолиза. В первом случае на поверхность исследуемых частей насоса наносятся капли цветного масла высокой вязкости. Возникающие при работе насоса сдвиговые напряжения вызывают смещения точек с образованием треков, соответствующих относительному направлению потока и его интенсивности. В качестве активного вещества может применяться машинное масло с примесью порошкового титана в определенной пропорции [13]. Во время работы насоса визуальное изменение треков фиксируется стробоскопом. В дальнейшем исследуемый элемент из насоса извлекается с целью измерения длины и направления получившихся треков. Испытания повторяют на различных режимах работы насоса. Следует отметить, что для динамической визуализации потока испытательный стенд должен быть прозрачным или иметь прозрачные участки для съемки. В случае исследования с помощью масляных пленок на рассматриваемую область наносят тонкий слой масла с порошковым пигментом. Например, в работе [12] используется высоковязкий четыреххлористый углерод и порошок оксида свинца. В процессе работы в различных областях насоса пленка изменяет свою толщину. Для измерения толщины пленки используется пленочный термоанемометр. По изменению толщины пленки можно судить о сдвиговых напряжениях в проточной части насоса и о формировании зон застоя между лопатками ротора.

В течении последних 5 лет широкое распространение получили методы цифровой трассерной визуализации потоков (доплеровская скоростиметрия). Изначально метод позволял измерять двумерные поля скоростей [14, 20]. Совсем недавно начала появляться

информация о успешном применении метода трехмерной цифровой трассерной визуализации на базе Института теплофизики СО РАН (Новосибирск). Благодаря возможности регистрировать мгновенные распределения скоростей потока этот метод необходимо выделить особенно. Данное преимущество является важным при изучении потоков, содержащих крупномасштабные вихри (т.е. сдвиговые течения). В случае применения дискретных методов визуализации (см. выше) информация о крупномасштабных вихрях неизбежно теряется.

Измерение мгновенных полей скоростей в плоскости (в случае двумерной цифровой трассерной визуализации) основано на измерении перемещения малых частиц вводимых в поток. Область измерения (плоскость) – плоскость, вырезаемая световым ножом. На рис. 3 показана схема метода, предложенная Институтом теплофизики СО РАН. Образы частицы регистрируются на фотографический или электронный носитель. Последующая обработка позволяет рассчитать смещения частиц за время вспышки источника света и построить двумерное поле скоростей потока в исследуемой области.

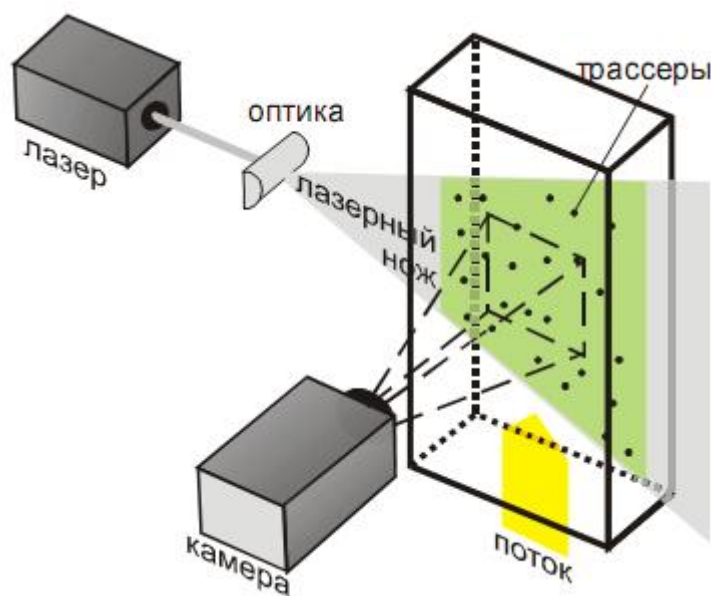


Рис. 3. Схема метода цифровой трассерной визуализации

Основными недостатками метода цифровой трассерной визуализации являются: сложность оптической схемы; сложность изготовления прозрачных элементов конструкции насоса; габариты измерительной системы. Для метода измерения трехмерных полей скоростей сложность оптической схемы возрастает многократно, но сложность может быть скомпенсирована качеством получаемых данных. Для случая простых измерений (например, выявления зон застоя) оптимальным является метод нанесения масляных точек. Метод нанесения масляной пленки немного сложнее из-за необходимости использования нескольких термоанемометров в разных позициях (например, в [12]).



## Реализация метода масляных точек

Для апробации метода визуализации потока с помощью масляных точек разработан испытательный стенд, созданный посредством 3D-аддитивной технологии послойного выращивания. Материал стенда – полилактид. Материал подбирался исходя из требований биосовместимости и удобства получения заготовок послойным выращиванием. На рис. 4 показаны основные элементы испытательного стенда.

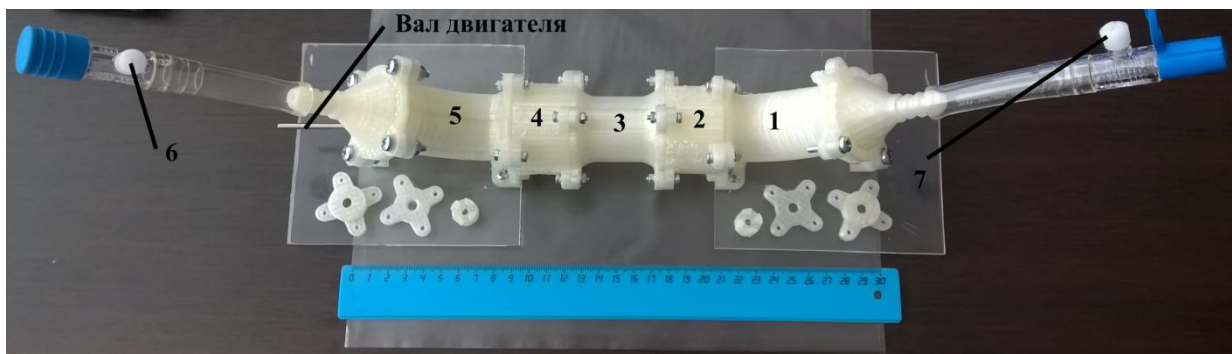


Рис. 4. Элементы проточной части испытательного стенда



Рис. 5. Секция спрямляющего аппарата со съемными модулями

Поток проходит входной аппарат (рис. 4, поз. 1) попадает в область спрямляющего аппарата (рис. 4, поз. 2). Область ротора (рис. 4, поз. 3) включает камеру с отверстиями под датчики давления для экспериментального определения давления по длине камеры. Диффузор (рис. 4, поз. 4) преобразует кинетическую энергию потока в энергию давления. Выходной датчик давления (рис. 4, поз. 6) фиксирует перепад. Расходомер устанавливается за датчиком потока (рис. 4, поз. 6) и на стенде не установлен. Необходимо отметить, что стенд спроектирован по модульному принципу. Спрямляющий аппарат, диффузор и ротор являются съемными. На рис. 5 показана секция со спрямляющим аппаратом и несколькими съемными модулями.

Движение ротору передается через вал двигателя. Вал двигателя показан на рис. 4. На вал одевается съемный ротор. Съемный ротор показан на рис. 6.



**Рис. 6.** Один из вариантов ротора для стенда

### **Подходы к численному эксперименту**

Моделирование поведения потока крови в проточной части ИЖС проводится с помощью Computational Fluid Dynamics (CFD) – вычислительной гидродинамики – подраздела механики сплошных сред, включающего совокупность физических, математических и численных методов, предназначенных для вычисления характеристик потоковых процессов. На начальных стадиях разработки ИЖС CFD позволяет оценить выбранную геометрию. CFD применяется с 1960-х гг. для анализа потоков жидкости, и на сегодняшний день это основной способ моделирования движения потока крови через ИЖС, вычисления сдвиговых напряжений и оценки производительности гидравлического насоса. В CFD применяются различные численные методы решения:

- метод конечных разностей;
- метод конечных объёмов;
- метод конечных элементов;
- метод сглаженных частиц;
- метод с использованием функции распределения вероятности.

Гидродинамический анализ в различных модулях позволяет определить параметры движения жидкой среды, такие как: перепад давления, распределение скоростей, направление течения, подъемная сила и лобовое сопротивление, влияние нагрева и охлаждения. Анализ может быть применен для расчета параметров потока, распределения давления и температуры в однофазной вязкой жидкости. Жидкость может быть ньютоновской или неньютоновской. Существующие модули предлагают следующие виды гидродинамического анализа:

- ламинарное течение с полем скоростей, которое является плавным и упорядоченным; такое течение характерно для очень вязких, медленных потоков. Ламинарный поток считается несжимаемым, если плотность среды постоянна или если для ее сжатия требуется сравнительно мало энергии.

- турбулентное течение, которое характеризуется достаточно высокими скоростями и сравнительно малой вязкостью среды, что приводит к возникновению быстрых флуктуаций скорости потока. Влияние этих флуктуаций на основной объем потока учитывается с помощью модели турбулентности, при этом граничные условия турбулентного потока удовлетворяются автоматически. Поток считается несжимаемым, если плотность постоянна или почти постоянна, а также, если для сжатия среды требуется сравнительно мало энергии.

- Теплообмен в потоке, что дает возможность найти распределение температур в движущейся среде. В связанной задаче теплопередачи уравнение энергии решается для некоторой области, имеющей жидкую и твердую поверхности. При расчете свободной конвекции принимается, что движение среды порождается разностью давлений, которая обусловлена градиентом плотности, возникающим при изменении температуры.

- В случае вынужденной конвекции учитываются силы, приложенные извне к потоку. Теплопроводность происходит в слое жидкости, прилегающем к поверхности раздела, затем движением потока энергия уносится. Граничные условия для теплового анализа включают начальное распределение температуры, коэффициент теплоотдачи, тепловой поток и тепловое излучение.

## **Численный эксперимент**

На начальном этапе проектирования насоса ИЖС необходимо выявить особенности поведения потока жидкости в проточной части насоса. В данном случае будет продемонстрирован пример расчета для области входного аппарата (область входной канюли и спрямляющего аппарата). Входной аппарат представляет собой трубку с несколькими лопатками прямолинейного профиля со скруглениями. В данном



исследовании рассматривается входной аппарат с 3 и 4 лопатками, что соответствует большинству самых распространенных осевых насосов ИЖС [21, 22]. Геометрическая модель представляет собой область, в которой течет жидкость. Стенки входной канюли и входного аппарата учитываются в виде граничных условий (без скольжения, *no slip wall*). На рис. 7 представлена геометрическая модель канюли.

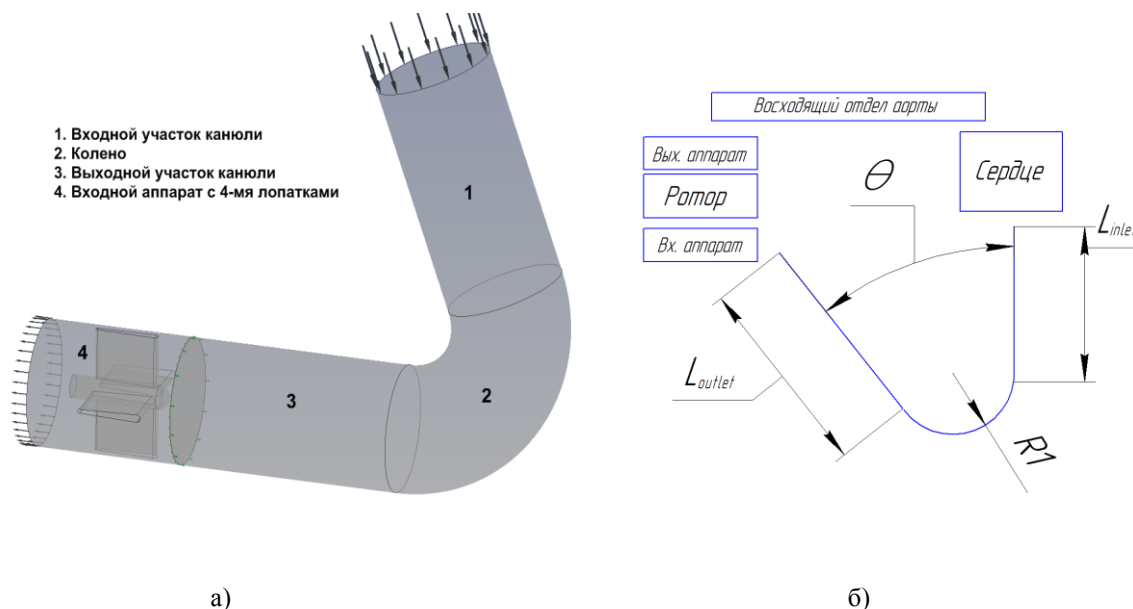


Рис. 7. Составные части геометрической модели (а) и основные параметры геометрии (б)

## Математическое моделирование

Непосредственное моделирование гемодинамики происходит в Ansys CFD методом конечных объемов. В ИЖС поток крови, проходящий далеко от стенок, является турбулентным (максимальное число  $Re \cong 3,5 \cdot 10^4$ ), а в пристеночном слое – ламинарным, поэтому в качестве модели турбулентности выбрана гибридная модель *Shear Stress Transform Method* (Menter, SST  $k - \omega$  [14]). Кровь задается постоянными параметрами вязкости и плотности. Динамическая вязкость крови  $\mu = 0.0035$  кг/м·с, что соответствует гематокриту на уровне 33% (основной класс вероятных кандидатов на установку ИЖС). Плотность крови  $\rho = 1050$  кг/м<sup>3</sup>. Регионы 1-3 и 4 (рис. 7, а) разбиваются на конечные объемы отдельно, а потом сшиваются. Таким образом, при генерации сетки используются различные методы разбиения, что уменьшает результирующее количество элементов. Для обеспечения точных результатов невязка варьировалась от  $10^{-4}$  до  $10^{-5}$ . Изменение выходных параметров (скорость, перепад давления) менее 5 % гарантировалось уровнем невязки  $10^{-5}$ . Для обеспечения качественного решения, сетка конечных элементов

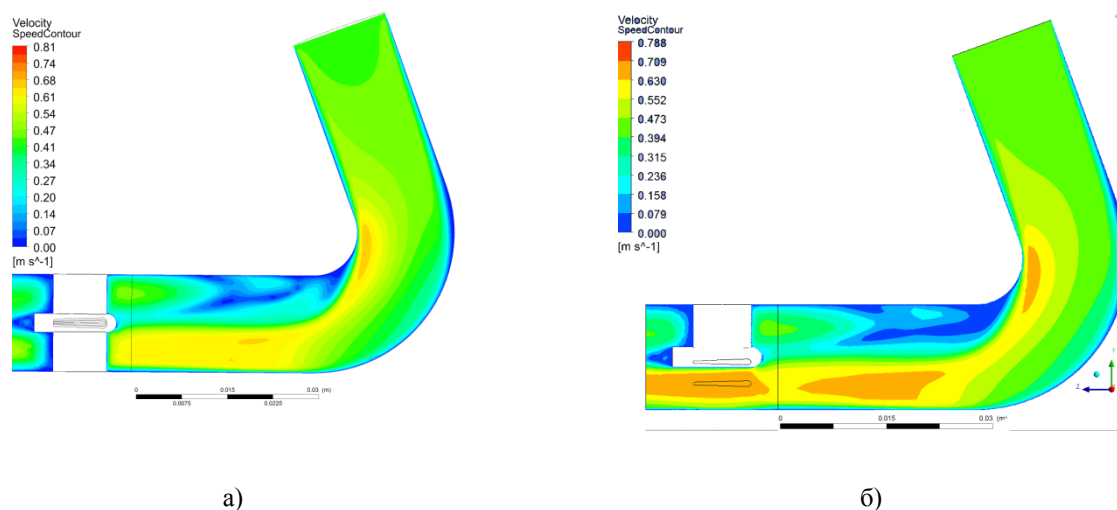
сглаживалась в сеточном генераторе Ansys ICEM CFD и проверялась по критерию качества (*element quality* > 0.2).

Начальные параметры геометрии: длина входного участка – 30 мм, длина выходного участка 30 мм, радиус кривизны колена (по средней линии) – 15 мм, угол между входным и выходным участком канюли – 70 градусов, диаметр канюли – 16 мм. Значения начальных параметров принимались близкими к размерам, уже используемых, ИЖС (например, HeartMate [21]). Геометрия 3-х и 4-х лопаточного входного аппарата в расчетах не изменялась.

Задача гемодинамики решается в стационарной постановке (*steady state*) с постоянными граничными условиями. Для стационарных стенок используется условие «без скольжения» (стенки канюли, стенки входного аппарата). В качестве граничного условия на входе задается массовый расход 5 л/мин, что соответствует нормальной производительности сердца. Условие на выходе из входного аппарата – нулевое статическое давление.

### Результаты математического моделирования

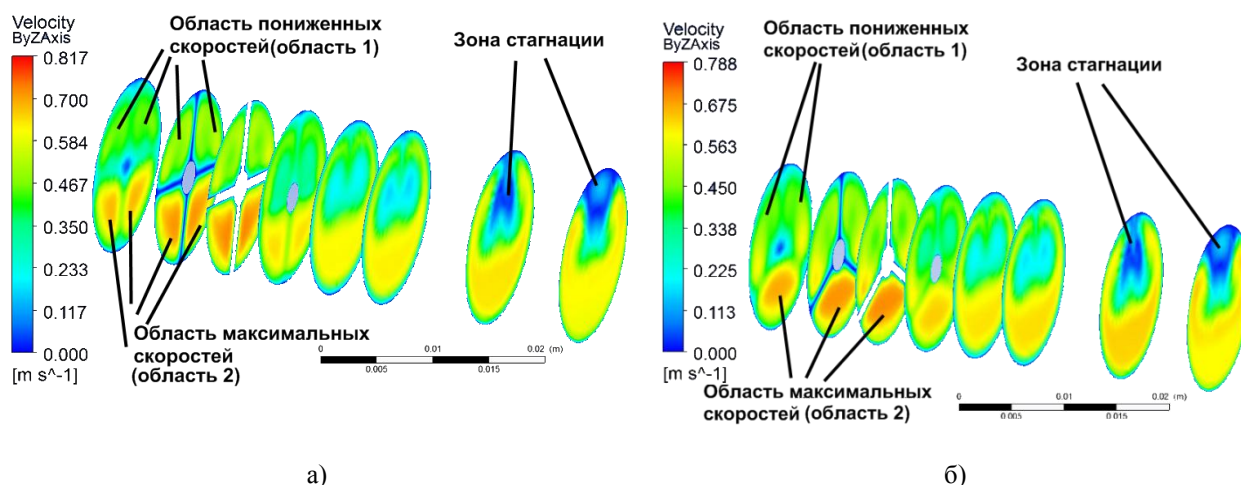
На рис. 8 представлено распределение скоростей в проточной части на срезе, проходящем по осевой линии канюли и входного аппарата для начальных геометрических размеров.



**Рис. 8.** Распределение скоростей в проточной части для случая 4-х лопаточного входного аппарата (а), распределение скоростей в проточной части для случая 3-х лопаточного входного аппарата (б)

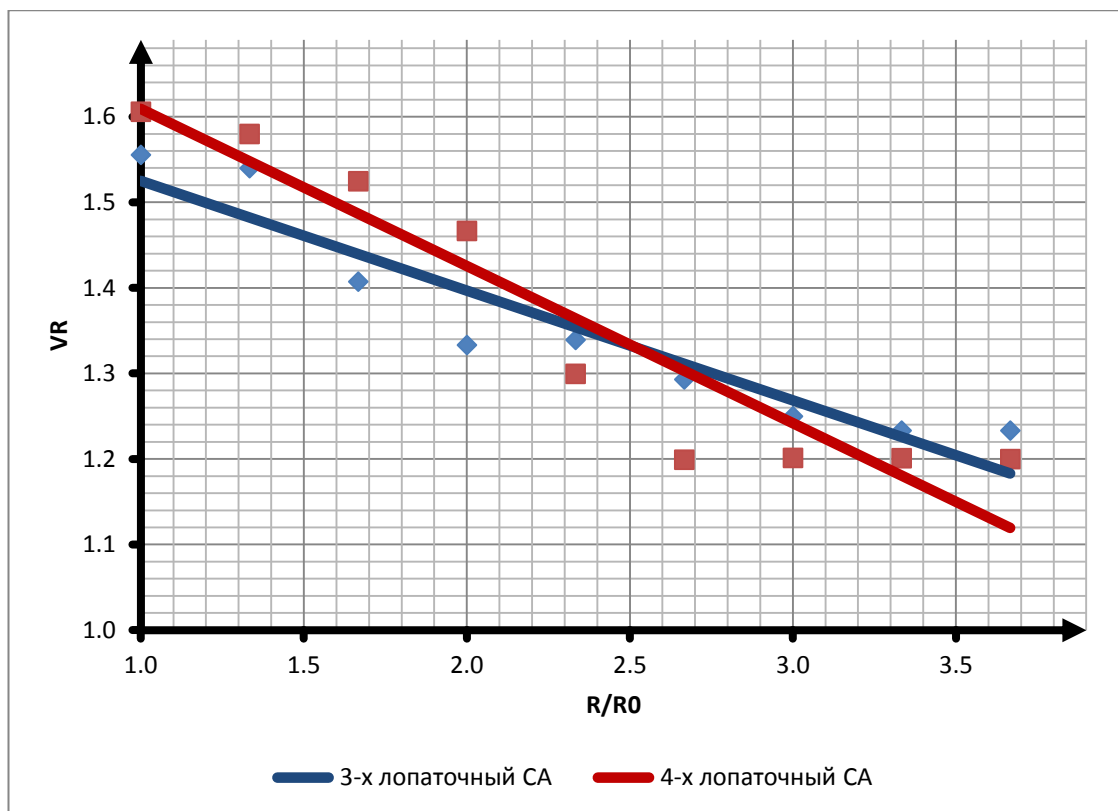
В области выходной части канюли (зона 3, рис. 7, а) образуется зона со скоростями много меньше скоростей основного потока. В случае клинических испытаний в этой зоне будут оседать форменные элементы крови и образовываться тромб, который может попасть в восходящий отдел аорты и малые кровеносные сосуды. В гидравлике этот эффект известен хорошо, но он не является существенным при проектировании. В случае осевых насосов ИЖС этот эффект является уже критическим [23] и напрямую может повлиять на выживаемость пациента.

В результате численного анализа для начальной геометрии установлено, что поток, набегающий на ротор после входного аппарата, не является симметричным (рис. 9). Отношение максимальных скоростей в области 2 и в области 1 для входного аппарата с 4-мя лопатками –  $VR4 = 1,61$ , с 3-мя –  $VR3 = 1,56$ .

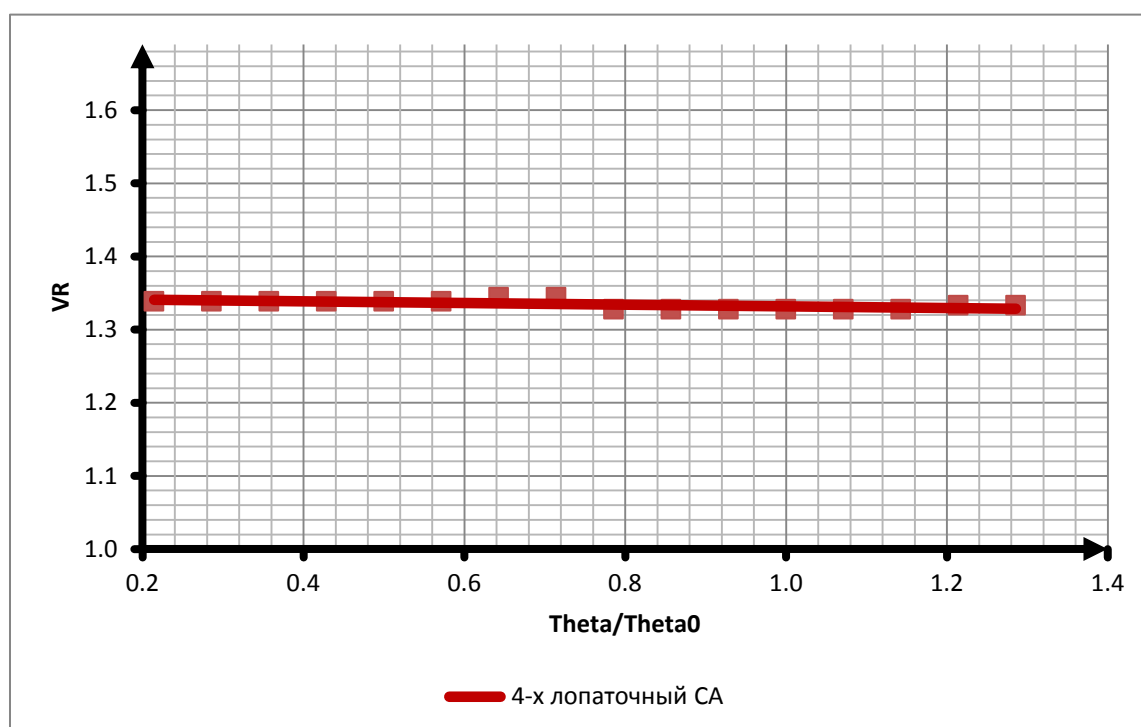


**Рис. 9.** Распределение скоростей в проточной части для случая 4-х лопаточного входного аппарата (а), распределение скоростей в проточной части для случая 3-х лопаточного входного аппарата (б)

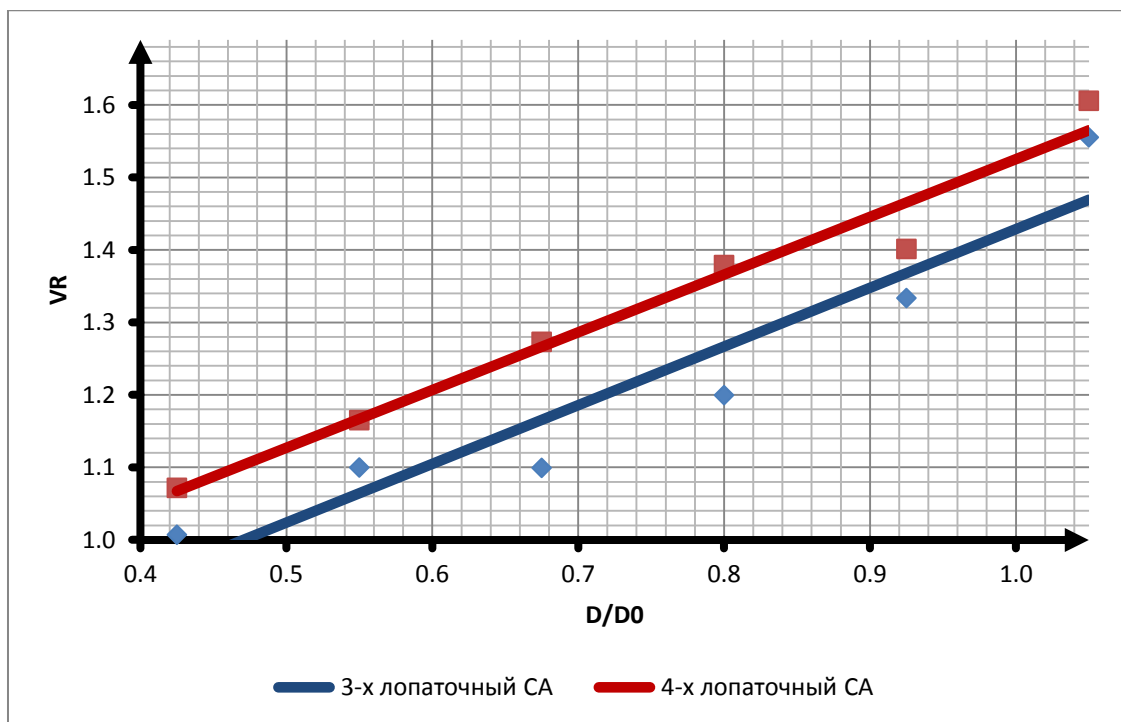
При изменении увеличении радиуса колена несимметричность потока нивелируется. Данные расчетов показаны на рис. 10. Изменение угла колена не приводит устранению несимметричности потока на выходе из спрямляющего аппарата. Результаты продемонстрированы на рис. 11. При варьировании диаметра канюли несимметричность потока пропадает в случае малых диаметров (рис. 12). Изменение длины выходного участка канюли для 4-х лопаточного спрямляющего аппарата приводит к устранению несимметричности при увеличении длины выходного участка (рис. 13).



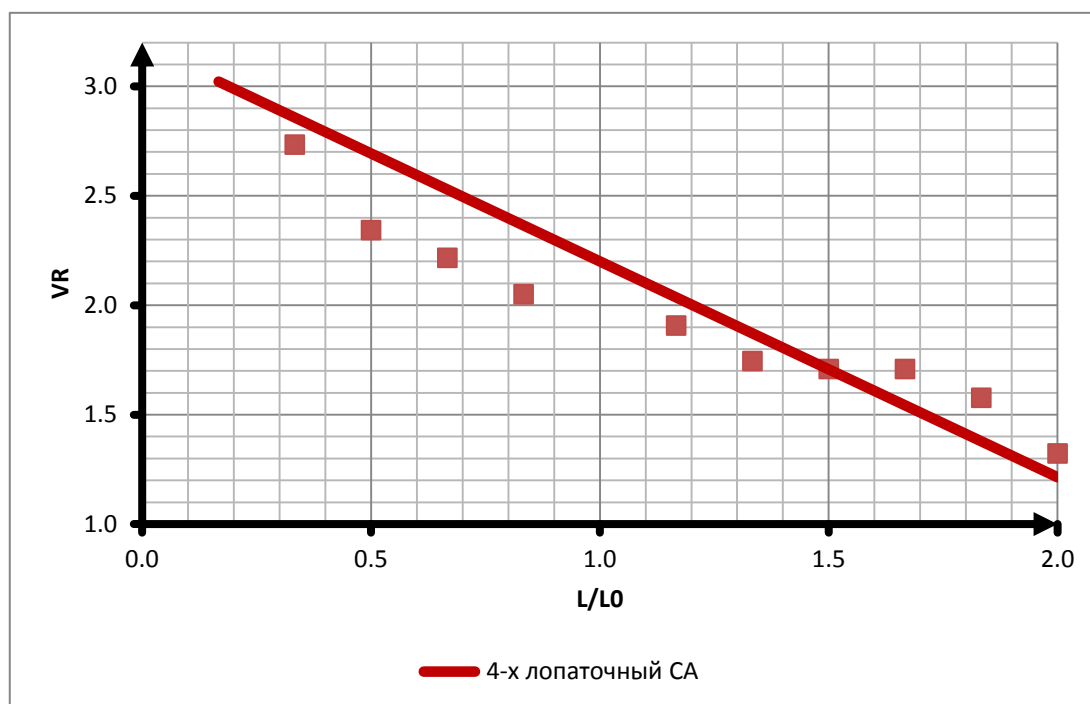
**Рис. 10.** Изменение отношения максимальных скоростей  $VR$  в зависимости от безразмерного радиуса колена канюли для 3-х и 4-х лопаточного спрямляющего аппарата (СА);  $R_0$  – 30 мм



**Рис. 11.** Изменение отношения максимальных скоростей  $VR$  в зависимости от безразмерного угла между входным и выходным участком канюли 4-х лопаточного спрямляющего аппарата (СА);  $\Theta_0$  – 70 мм



**Рис. 12.** Изменение отношения максимальных скоростей  $VR$  в зависимости от безразмерного диаметра канюли для 3-х и 4-х лопаточного спрямляющего аппарата (CA);  $D_0$  – 16 мм



**Рис. 13.** Изменение отношения максимальных скоростей  $VR$  в зависимости от безразмерной длины выходного участка канюли для 4-х лопаточного спрямляющего аппарата (CA);  $L_0$  – 30 мм

## Обсуждение

В статье концептуально показан алгоритм начального этапа проектирования насоса ИЖС. Численный эксперимент необходимо предшествует натурному. В ходе численного эксперимента должна быть предложена начальная геометрия насоса. В процессе моделирования должны быть выявлены основные особенности проектируемой конструкции для начальной геометрии и ее вариации, построены зависимости определяемых параметров (например, полей скоростей и давлений) от безразмерных геометрических параметров (например, обезразмеривание по соответствующему параметру в начальной геометрии). После детальной проработки конструкции в численных экспериментах необходимо подготовить стенд для натурального эксперимента, в котором будут изучены конструкции, наиболее полно удовлетворяющие критериям гидравлической эффективности (получение характеристики «расход-напор») и минимума зон застоя. Для первоначальной проверки численных результатов стенд должен быть снабжен датчиками давления и расходомером на выходе из насоса. Датчики давления должны располагаться на входе и на выходе из насоса, а также в областях возможных зон застоя для их идентификации. Для быстрого получения экспериментальных данных конструкция стенда необходимо должна быть модульной, предусматривающей быструю замену одной геометрии на другую. По ходу потока необходимо должны устанавливаться источники местного сопротивления (например, шаровые клапаны) и один источник пульсации в качестве имитации работы сердца с возможностью подбора параметров систолы и диастолы.

## Заключение

В работе проведен подробный анализ современных подходов к численному и натурному экспериментам. Выявлены основные особенности как натуральных, так и численных экспериментов и приведены некоторые рекомендации для начального этапа проектирования насоса ИЖС. Приведена концепция модульного стенда для получения больших массивов экспериментальных данных. Приведен численный эксперимент, в результате которого выявлено два эффекта: образование зоны стагнации в области изгиба канюли, несимметричность поля скоростей на выходе из входного аппарата.

Выявленные на этапе численного эксперимента особенности необходимо учитывать при проектировании насоса ИЖС. Изменение геометрии рассматриваемых элементов конструкции не позволяет полностью устранить возникающие особенности без существенного изменения габаритов насоса. Попытка изменить размеры и, тем самым, устранить негативные эффекты, может привести к невозможности размещения ИЖС в перикарде. В случае возникновения существенной зоны застоя необходимо говорить о полной непригодности конструкции насоса. В дальнейших работах критерий минимума застойных зон будет выступать одним из основных критериев безопасности насоса ИЖС.



## Список литературы

1. Milano C.A., Simeone A.A. Mechanical circulatory support: devices, outcomes and complications // Heart Failure Reviews. 2013. Vol. 18, no. 1. P. 35-53.
2. Agarwal S., High K.M. Newer-generation ventricular assist devices // Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology. 2012. Vol. 26, no. 2. P. 117-130. DOI: [10.1016/j.bpa.2012.01.003](https://doi.org/10.1016/j.bpa.2012.01.003)
3. Hetzer R., Hennig E. Mechanical Circulatory Support Systems // In: Springer Handbook of Medical Technology / ed. by R. Kramme, K.-P. Hoffmann, R.S. Pozos. Springer Berlin Heidelberg, 2011. С. 723-748. DOI: [10.1007/978-3-540-74658-4\\_36](https://doi.org/10.1007/978-3-540-74658-4_36)
4. Богданова Ю.В., Гуськов А.М. Особенности проектирования устройства искусственного желудочка сердца: обзор работ // Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2014. № 3. С. 162-187. DOI: [10.7463/0314.0705250](https://doi.org/10.7463/0314.0705250)
5. Kamdar F., John R. Surgical Mechanical Circulatory Support // In: Coronary Heart Disease / ed. by Z. Vlodaver, R.F. Wilson, D.J. Garry. Springer US, 2012. С. 455-469. DOI: [10.1007/978-1-4614-1475-9\\_26](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1475-9_26)
6. Apel J., Neudel F., Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump // ASAIO Journal. 2001. Vol. 47, no. 5. P. 552-558. DOI: [10.1097/00002480-200109000-00031](https://doi.org/10.1097/00002480-200109000-00031)
7. Palacios I.F. Left ventricular assistant device impella 2.5 usage for patients undergoing high risk PCI // Catheterization and Cardiovascular Interventions. 2012. Vol. 79, no. 7. P. 1135-1137.
8. O'Neill W.W., Schreiber T., Wohns D.H.W., Rihal C., Naidu S.S., Civitello A.B., Dixon S.R., Massaro J.M., Maini B., Ohman E.M. The Current Use of Impella 2.5 in Acute Myocardial Infarction Complicated by Cardiogenic Shock: Results from the USpella Registry // Journal of Interventional Cardiology. 2014. Vol. 27, no. 1. P. 1-11. DOI: [10.1111/joic.12080](https://doi.org/10.1111/joic.12080)
9. Sibbald M., Dzavik V. Severe hemolysis associated with use of the impella LP 2.5 mechanical assist device // Catheterization and Cardiovascular Interventions. 2012. Vol. 80, no. 5. P. 840-844. DOI: [10.1002/ccd.24280](https://doi.org/10.1002/ccd.24280)
10. John R. Current axial-flow devices—the HeartMate II and Jarvik 2000 left ventricular assist devices // Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2008. Vol. 20, no. 3. P. 264-272. DOI: [10.1053/j.semtcvs.2008.08.001](https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2008.08.001)
11. Araki K., Taenaka Y., Masuzawa T., Tatsumi E., Wakisaka Y., Watari M., Nakatani T., Akagi H., Baba Y., Anai H., Park Y.H., Eya K. A flow visualization study of the NCVC centrifugal blood pump // Artificial Organs. 1994. Vol. 18, no. 9. P. 669-672. DOI: [10.1111/j.1525-1594.1994.tb03397.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1994.tb03397.x)
12. Mizunuma H., Nakajima R. Experimental study on shear stress distributions in a centrifugal blood pump // Artificial Organs. 2007. Vol. 31, no. 7. P. 550-559. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2007.00421.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2007.00421.x)

13. Wu Z.J., Gottlieb R.K., Burgreen G.W., Holmes J.A., Borzelleca D.C., Kameneva M.V., Griffith B.P., Antaki J.F. Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump // *Experiments in Fluids*. 2001. Vol. 31, no. 6. P. 615-629. DOI: [10.1007/s003480100308](https://doi.org/10.1007/s003480100308)
14. Horie M., Yamamura K. Visualization of main and leakage flow in magnetically suspended centrifugal blood pump // *Journal of Visualization*. 2012. Vol. 15, no. 4. P. 353-361. DOI: [10.1007/s12650-012-0137-y](https://doi.org/10.1007/s12650-012-0137-y)
15. Chua L.P., Ong K.S., Song G. Study of Velocity and Shear Stress Distributions in the Impeller Passages and the Volute of a Bio-centrifugal Ventricular Assist Device // *Artificial Organs*. 2008. Vol. 32, no. 5. P. 376-387. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2008.00556.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2008.00556.x)
16. Ahmed S., Funakubo A., Sakuma I., Fukui Y., Dohi T. Experimental study on hemolysis in centrifugal blood pumps: improvement of flow visualization method // *Artificial Organs*. 1999. Vol. 23, no. 6. P. 542-546. DOI: [10.1046/j.1525-1594.1999.06399.x](https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.1999.06399.x)
17. Kaufmann T.A.S., Gregory S.D., Büsen M.R., Tansley G.D., Steinseifer U. Development of a Numerical Pump Testing Framework // *Artificial Organs*. 2014. Vol. 38, no. 9. P. 783-790. DOI: [10.1111/aor.12395](https://doi.org/10.1111/aor.12395)
18. Triep M., Brücker C., Schröder W., Siess T. Computational Fluid Dynamics and Digital Particle Image Velocimetry Study of the Flow Through an Optimized Micro-axial Blood Pump // *Artificial Organs*. 2006. Vol. 30, no. 5. P. 384-391. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2006.00230.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2006.00230.x)
19. Day S.W., McDaniel J.C., Wood H.G., Allaire P.E., Song X., Lemire P.P., Miles S.D. A prototype HeartQuest ventricular assist device for particle image velocimetry measurements // *Artificial Organs*. 2002. Vol. 26, no. 11. P. 1002-1005. DOI: [10.1046/j.1525-1594.2002.07124.x](https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2002.07124.x)
20. Yang X., Gui X., Huang H., Shen Y., Yu Z., Zhang Y. Particle image velocimetry experimental and computational investigation of a blood pump // *Journal of Thermal Science*. 2012. Vol. 21, no. 3. P. 262-268. DOI: [10.1007/s11630-012-0543-4](https://doi.org/10.1007/s11630-012-0543-4)
21. Su B., Chua L.P., Lim T.M., Zhou T. Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow ventricular assist device using computational fluid dynamics // *Artificial Organs*. 2010. Vol. 34, no. 9. P. 745-759. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x)
22. Zhang Y., Zhan Z., Gui X.-M., Sun H.-S., Zhang H., Zheng Z., Zhou J.-Y., Zhu X.-D., Li G.-R., Hu S.-S., Jin D.-H. Design optimization of an axial blood pump with computational fluid dynamics // *ASAIO Journal*. 2008. Vol. 54, no. 2. P. 150-155. DOI: [10.1097/MAT.0b013e318164137f](https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e318164137f)
23. Untaroiu A., Wood H.G., Allaire P.E., Throckmorton A.L., Day S., Patel S.M., Ellman P., Tribble C., Olsen D.B. Computational design and experimental testing of a novel axial flow LVAD // *ASAIO Journal*. 2005. Vol. 51, no. 6. P. 702-710. DOI: [10.1097/01.mat.0000186126.21106.27](https://doi.org/10.1097/01.mat.0000186126.21106.27)

## Analysis of Contemporary Methods for Designing Rotary Type Ventricular Assist Devices

E.P. Banin<sup>1,2,\*</sup>, A.M. Guskov<sup>1,2</sup>, F.D. Sorokin<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia

<sup>2</sup>National Research Centre "Kurchatov Institute", Moscow, Russia

---

**Keywords:** mechanical circulatory support, ventricular assist device, 3D-printing, mathematical modeling, visualization, experimental verification

---

The research object is inlet apparatus of ventricular assist device, namely inlet cannula and straightener.

The purpose of the study is to reveal features of blood flow in inlet apparatus of ventricular assist device. The mathematical modeling is carried out by computational fluid dynamics analysis in a stationary setting.

The first part of study concerns the analysis of existing approaches to the numerical and experimental studies in designing the ventricular assist devices of rotary type. It reveals the features of each approach for their further application in practice. The article presents an original design of developed hydraulic test bench to verify the results of mathematical modeling. Analysis of foreign authors' studies showed that there is no enough attention paid to design of the adjacent pump assemblies of ventricular assist device. The second part of study considers direct mathematical modeling of input apparatus of ventricular assist device. The study examined straightener with three or four blades. Mathematical modeling has revealed the presence of potentially dangerous stagnation zones and essential asymmetry of the outlet flow from the input unit. The found features must be taken in consideration in designing the ventricular assist device pumps. In the future we plan to use obtained data to create a parametric model of the rotor and the diffuser considering the abovementioned features.

### References

1. Milano C.A., Simeone A.A. Mechanical circulatory support: devices, outcomes and complications. *Heart Failure Reviews*, 2013, vol. 18, no. 1, pp. 35-53.
2. Agarwal S., High K.M. Newer-generation ventricular assist devices. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 2012, vol. 26, no. 2, pp. 117-130. DOI: [10.1016/j.bpa.2012.01.003](https://doi.org/10.1016/j.bpa.2012.01.003)

3. Hetzer R., Hennig E. Mechanical Circulatory Support Systems. In: Kramme R., Hoffmann K.-P., Pozos R.S., eds. *Springer Handbook of Medical Technology*. Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 723-748. DOI: [10.1007/978-3-540-74658-4\\_36](https://doi.org/10.1007/978-3-540-74658-4_36)
4. Bogdanova Yu.V., Gus'kov A.M. Left ventricular assist device (lvad) design features: literature review. *Nauka i obrazovanie MGTU im. N.E. Bauman = Science and Education of the Bauman MSTU*, 2014, no. 3, pp. 162-187. DOI: [10.7463/0314.0705250](https://doi.org/10.7463/0314.0705250)
5. Kamdar F., John R. Surgical Mechanical Circulatory Support. In: Vlodaver Z., Wilson R.F., Garry D.J., eds. *Coronary Heart Disease*. Springer US, 2012, pp. 455-469. DOI: [10.1007/978-1-4614-1475-9\\_26](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1475-9_26)
6. Apel J., Neudel F., Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump. *ASAIO Journal*, 2001, vol. 47, no. 5, pp. 552-558. DOI: [10.1097/00002480-200109000-00031](https://doi.org/10.1097/00002480-200109000-00031)
7. Palacios I.F. Left ventricular assistant device impella 2.5 usage for patients undergoing high risk PCI. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 2012, vol. 79, no. 7, pp. 1135-1137.
8. O'Neill W.W., Schreiber T., Wohns D.H.W., Rihal C., Naidu S.S., Civitello A.B., Dixon S.R., Massaro J.M., Maini B., Ohman E.M. The Current Use of Impella 2.5 in Acute Myocardial Infarction Complicated by Cardiogenic Shock: Results from the USpella Registry. *Journal of Interventional Cardiology*, 2014, vol. 27, no. 1, pp. 1-11. DOI: [10.1111/joic.12080](https://doi.org/10.1111/joic.12080)
9. Sibbald M., Dzavik V. Severe hemolysis associated with use of the impella LP 2.5 mechanical assist device. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 2012, vol. 80, no. 5, pp. 840-844. DOI: [10.1002/ccd.24280](https://doi.org/10.1002/ccd.24280)
10. John R. Current axial-flow devices—the HeartMate II and Jarvik 2000 left ventricular assist devices. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2008, vol. 20, no. 3, pp. 264-272. DOI: [10.1053/j.semtcvs.2008.08.001](https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2008.08.001)
11. Araki K., Taenaka Y., Masuzawa T., Tatsumi E., Wakisaka Y., Watari M., Nakatani T., Akagi H., Baba Y., Anai H., Park Y.H., Eya K. A flow visualization study of the NCVS centrifugal blood pump. *Artificial Organs*, 1994, vol. 18, no. 9, pp. 669-672. DOI: [10.1111/j.1525-1594.1994.tb03397.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1994.tb03397.x)
12. Mizunuma H., Nakajima R. Experimental study on shear stress distributions in a centrifugal blood pump. *Artificial Organs*, 2007, vol. 31, no. 7, pp. 550-559. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2007.00421.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2007.00421.x)
13. Wu Z.J., Gottlieb R.K., Burgreen G.W., Holmes J.A., Borzelleca D.C., Kameneva M.V., Griffith B.P., Antaki J.F. Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump. *Experiments in Fluids*, 2001, vol. 31, no. 6, pp. 615-629. DOI: [10.1007/s003480100308](https://doi.org/10.1007/s003480100308)
14. Horie M., Yamamura K. Visualization of main and leakage flow in magnetically suspended centrifugal blood pump. *Journal of Visualization*, 2012, vol. 15, no. 4, pp. 353-361. DOI: [10.1007/s12650-012-0137-y](https://doi.org/10.1007/s12650-012-0137-y)

15. Chua L.P., Ong K.S., Song G. Study of Velocity and Shear Stress Distributions in the Impeller Passages and the Volute of a Bio-centrifugal Ventricular Assist Device. *Artificial Organs*, 2008, vol. 32, no. 5, pp. 376-387. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2008.00556.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2008.00556.x)
16. Ahmed S., Funakubo A., Sakuma I., Fukui Y., Dohi T. Experimental study on hemolysis in centrifugal blood pumps: improvement of flow visualization method. *Artificial Organs*, 1999, vol. 23, no. 6, pp. 542-546. DOI: [10.1046/j.1525-1594.1999.06399.x](https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.1999.06399.x)
17. Kaufmann T.A.S., Gregory S.D., Büsen M.R., Tansley G.D., Steinseifer U. Development of a Numerical Pump Testing Framework. *Artificial Organs*, 2014, vol. 38, no. 9, pp. 783-790. DOI: [10.1111/aor.12395](https://doi.org/10.1111/aor.12395)
18. Triep M., Brücker C., Schröder W., Siess T. Computational Fluid Dynamics and Digital Particle Image Velocimetry Study of the Flow Through an Optimized Micro-axial Blood Pump. *Artificial Organs*, 2006, vol. 30, no. 5, pp. 384-391. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2006.00230.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2006.00230.x)
19. Day S.W., McDaniel J.C., Wood H.G., Allaire P.E., Song X., Lemire P.P., Miles S.D. A prototype HeartQuest ventricular assist device for particle image velocimetry measurements. *Artificial Organs*, 2002, vol. 26, no. 11, pp. 1002-1005. DOI: [10.1046/j.1525-1594.2002.07124.x](https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2002.07124.x)
20. Yang X., Gui X., Huang H., Shen Y., Yu Z., Zhang Y. Particle image velocimetry experimental and computational investigation of a blood pump. *Journal of Thermal Science*, 2012, vol. 21, no. 3, pp. 262-268. DOI: [10.1007/s11630-012-0543-4](https://doi.org/10.1007/s11630-012-0543-4)
21. Su B., Chua L.P., Lim T.M., Zhou T. Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow ventricular assist device using computational fluid dynamics. *Artificial Organs*, 2010, vol. 34, no. 9, pp. 745-759. DOI: [10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x)
22. Zhang Y., Zhan Z., Gui X.-M., Sun H.-S., Zhang H., Zheng Z., Zhou J.-Y., Zhu X.-D., Li G.-R., Hu S.-S., Jin D.-H. Design optimization of an axial blood pump with computational fluid dynamics. *ASAIO Journal*, 2008, vol. 54, no. 2, pp. 150-155. DOI: [10.1097/MAT.0b013e318164137f](https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e318164137f)
23. Untaroiu A., Wood H.G., Allaire P.E., Throckmorton A.L., Day S., Patel S.M., Ellman P., Tribble C., Olsen D.B. Computational design and experimental testing of a novel axial flow LVAD. *ASAIO Journal*, 2005, vol. 51, no. 6, pp. 702-710. DOI: [10.1097/01.mat.0000186126.21106.27](https://doi.org/10.1097/01.mat.0000186126.21106.27)