

О.Н. Бушмарин, А.Д. Юхнев, П.И. Орловский, В.И. Гавриленков

К ИСТОРИИ ИССЛЕДОВАНИЯ ИСКУССТВЕННЫХ КЛАПАНОВ СЕРДЦА НА КАФЕДРЕ ГИДРОАЭРОДИНАМИКИ

В нашей стране начало операций протезирования клапанов сердца относится к 1962 году. Одним из пионеров имплантации механических искусственных клапанов сердца (ИКС) стала кафедра госпитальной хирургии 1-го Ленинградского Медицинского института им. акад. И.П.Павлова, возглавляемая академиком РАМН Ф.Г.Угловым. Функционирующие в организме пациентов первые конструкции ИКС не устраивали хирургов по многим показателям: большие габариты, высокое сопротивление, нарушенная естественная структура кровотока. Частые послеоперационные осложнения, особенно тромбозы ИКС и тромбоэмболии, подталкивали хирургов к поиску новых моделей.

С 1969 года начинается сотрудничество Ленинградского политехнического института им. М.И.Калинина и 1-го Ленинградского медицинского института им. акад. И.П.Павлова по гидродинамическим исследованиям клапанов сердца с целью создания идеального протеза. В связи с тем, что до сегодняшнего дня в мире еще не создан такой протез, а вопросов, связанных с особенностями движения крови в сердце и сосудах, становится все больше – тема не теряет своей актуальности и сотрудничество продолжается.

Описывая историю исследования ИКС на кафедре гидроаэродинамики, удобно разбить достаточно длинный путь на три этапа. Первый (1969-1982гг) - проходил в форме творческого содружества с кафедрой госпитальной хирургии 1 ЛМИ, в течение которого закладывались методические и экспериментальные основы лабораторных испытаний ИКС. Завершением этапа можно считать изобретение оригинального трехшарикового клапана. Второй этап (1983-1990гг) охватывает период хоздоговорных работ с ЦНИИ «Гранит», разработчиком новых конструкций ИКС в Ленинграде. Тематика научно-

исследовательских работ была связана с оптимизацией конструкции трехшарикового клапана и исследованием характеристик потока крови в сердце и сосудах. В этот период было разработано семейство клапанов с закрученным потоком на выходе. В связи с уменьшением финансирования науки в начале 90-х годов, последствия которого затронули многие научные направления, основная часть работ третьего периода (1991-2003гг) вновь приняла форму творческого сотрудничества теперь уже политехнического и медицинского университетов. В это время экспериментальные стенды кафедры были оснащены измерительно-вычислительным комплексом, а методическая часть обогащена моделированием работы естественного аортального клапана и количественной визуализацией течения. К основным практическим результатам применения современной комплексной программы гидродинамических и биомеханических испытаний ИКС следует отнести экспериментальные образцы малогабаритных механических клапанов - дискового и двустворчатого (ЦНИИ «Гранит», СПб), а также две технологии производства новых бескаркасных ксеноаортальных биопротезов (СПбГМУ, С.-Петербург и НЦССХ им А.Н.Бакулева РАМН, Москва).

Основал научное направление и руководил работами первых двух этапов доцент кафедры гидроаэродинамики к.ф.-м.н О.Н.Бушмарин, бессменным медицинским руководителем работ по исследованиям механических ИКС до сегодняшнего дня является профессор кафедры госпитальной хирургии №2 СПбГМУ д.м.н. П.И.Орловский. Начиная с третьего этапа гидродинамические исследования проводятся под руководством ведущего инженера А.Д.Юхнева, а медицинским руководителем работ по испытаниям биопротезов становится доцент кафедры госпитальной хирургии №1 СПбГМУ к.м.н. В.И.Гавриленков.

Проиллюстрируем более подробно ход работ в течение этих трех этапов. Представленный исторический экскурс не претендует на полноту описания всех проведенных исследований, но лишь пытается подчеркнуть их разнообразие и акцентирует внимание на главных результатах: методиках

испытаний и опытных образцах клапанов, появившихся в результате применения этих методик.

1969 – 1982

Это был период поисков. Появились первые ИКС, проведены первые имплантации, первые успешные операции вселяли уверенность. Однако многочисленные осложнения и летальные исходы заставляли изобретать новые конструкции клапанов, искать ответы на новые незнакомые вопросы, некоторые из которых касались структуры течения крови. Впервые гидродинамики начали помогать хирургам в их поисках идеального протеза. Основы многих современных подходов к гидродинамическим исследованиям ИКС были заложены именно в этот период.

Методики исследования гидродинамических характеристик ИКС

Исследования в стационарном потоке. Первые исследования по определению коэффициентов гидродинамического сопротивления ИКС в стационарном потоке были проведены на простейшей установке. Напорный бак, шланги, набор стеклянных каналов, наклонные трубки для измерения давления и мерный стакан для измерения расхода – вот ее составные элементы. На такой установке в цилиндрическом канале и диффузорах с углами раскрытия 18° и 65° при нескольких числах Рейнольдса были испытаны отечественные шаровые клапаны АКЧ-02, АКЧ-06, МКЧ-36, МКЧ-25, КМФ-3, полушаровые МКЧ-27, чечевицеобразные МКЧ-29 (рис.3), свиные каркасные МКЧ-47.

Исследования в пульсирующем потоке. Более приближенными к реальной ситуации стали исследования характеристик клапанов в пульсирующем потоке пульсодубликатора мембранного типа. Возможность регулировки частоты

сокращений, соотношения длительности систолы и диастолы, минутного расхода, периферического сопротивления позволяла моделировать разнообразные условия работы ИКС. Для соблюдения гидродинамического подобия при испытаниях реальных клапанов в качестве рабочей жидкости использовали 36% вводно-глицериновую смесь (рис.1). По измерениям пульсирующих давлений, ударного расхода, средних утечек, расстояния запирающего элемента от седла ИКС рассчитывались длительность систолы и диастолы, средние значения давлений, максимальные перепад давления и скорость изменения давления, средние систолический и диастолический перепады давления, давления открытия и закрытия, ударная работа левого желудочка, площади эффективного отверстия, коэффициент сопротивления, время открытия и закрытия клапана [2]. Именно в ходе исследования ИКС в пульсирующем потоке обнаружены эффекты гидродинамической подвески шарового запирающего элемента и его автоколебания в некоторых режимах. Предложен конструктивный способ устранения данных нежелательных движений шара.

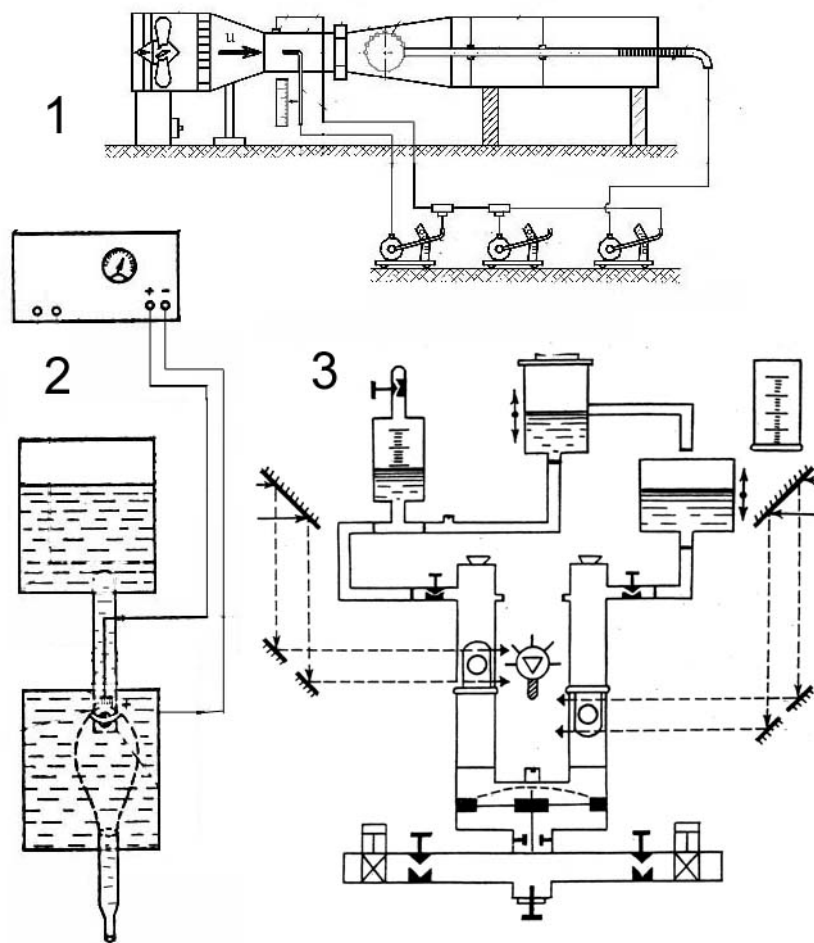


Рис.1. Экспериментальные установки

1 – воздушный стенд стационарного потока, 2 – гидростенд для визуализации течения, 3 – пульсдубликатор

Методики исследования структуры течения в ИКС

Теллуrowый метод. Причины и характер тромбообразования на ИКС исследовались методом визуализации течения, основанном на явлении электрофореза. В качестве рабочей жидкости использовался раствор едкого калия, катод изготовливался в виде гребенки из тонких (50 мкм) теллуrowых стерженьков, анодом служил титановый каркас клапана (рис.1). При подаче постоянного напряжения образовавшаяся гидрозоль теллуrowа визуализировала течение линиями отмеченных частиц. Применяя квазистационарный подход к описанию течения в ИКС, моделировали различные фазы обтекания – открытие (однократным открытием запирающего элемента под действием силы

тяжести), течение через полностью открытый клапан в цилиндрическом канале, то же в диффузорном канале. Было исследовано течение через шаровой, полушаровой, чечевицеобразный механические ИКС и стабилизированный формальдегидом свиной аортальный клапан (рис.2). Регистрация осуществлялась кинокамерой с последующим получением снимков. Удалось определить направление движения жидкости, точки отрыва пограничного слоя от поверхности запирающего элемента, характер вихреобразования, границы отрывных областей [1].

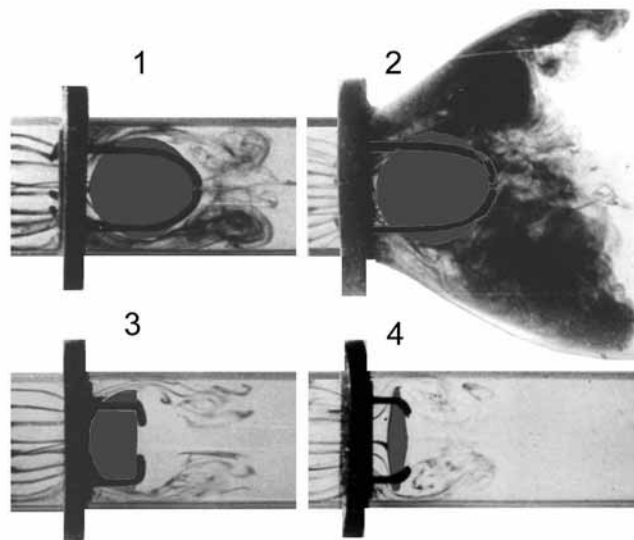


Рис.2. Визуализация течения теллурым методом

1 – течение через шаровой клапан в цилиндрическом канале, 2 – течение через шаровой клапан в диффузорном канале, 3 – течение через полушаровой клапан в цилиндрическом канале, 4 – течение через чечевицеобразный клапан в цилиндрическом канале

Исследование распределения давления. Распределение давлений по поверхности запирающего элемента определялось продувкой дренированных увеличенных моделей клапанов в каналах различной формы при числах Рейнольдса 5000-15000 (рис.1). По измеренным величинам давления на поверхности элементов протеза и канала определяли величину скорости потока на границе пограничного слоя, применяя теорему Бернулли $V_i = \sqrt{2(p_0 - p_i) / \rho}$ [3]. Для расчета величин сдвиговых напряжений использовалась однопараметрическая методика Кочина-Лойцянского, дающая хорошие

результаты в конфузорной области, т.е. в области максимальных сдвиговых напряжений $\tau_{\omega_i} = \zeta(f_i)V_i(x)\rho\sqrt{(\partial V/\partial x)_i v/f_i}$, где ζ – формпараметр

$f_i = 0.45(\partial V/\partial x)_i/V_i^{5.35} \int_0^x V_i^{4.35}(\xi)d\xi$. Величину избыточного давления, возникающего

при гидравлическом ударе в момент закрытия аортального клапана, определяли по формуле Чугаева $p_{y\partial} = c_0 V \rho / \sqrt{1 + D_a E_{\text{крови}} / (b_a E_a)}$ [5].

Расчет течения. Рассчитывались параметры течения для осесимметричного обтекания стационарным потоком идеальной жидкости седла и запирающего элемента ИКС (шар, чечевица) в диффузорном канале. Конечно-разностное уравнение для функции тока в цилиндрических координатах решалось методом установления. Результатом расчета явились осесимметричные поверхности тока, которые близки к истинной картине обтекания седла и лобовой части запирающего элемента, но не описывают отрывной характер течения за его миделевым сечением [5].

Практическое применение методик

На основе всестороннего исследования гидродинамических характеристик существующих отечественных механических клапанов сердца, а также, исходя из литературных данных о закрученном потоке в камерах сердца и аорте, были сформулированы требования к новому ИКС: малые габариты, хорошо обтекаемые конструктивные элементы и закрученный поток на выходе. Этим требованиям отвечал изобретенный авторами [6] трехшариковый ИКС (рис.3), исследованиям и оптимизации конструкции которого будут посвящены работы следующего периода [11].

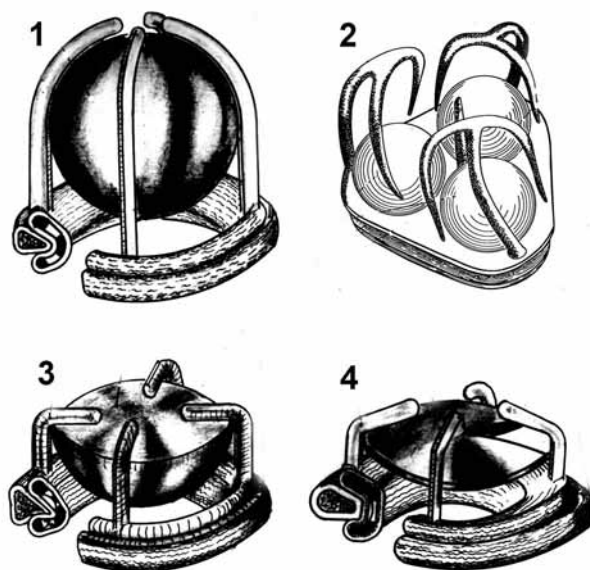


Рис.3. Вентильные искусственные клапаны сердца

1 - шаровой МКЧ-25, 2 - экспериментальный трехшариковый клапан, 3 - полушаровой МКЧ-27, 4 - чичевицеобразный МКЧ-29

В ходе разработки стандартных условий испытаний сконструирован портативный пульсдубликатор (рис.5) с автоматическим поддержанием артериального и венозного давлений и обеспечивающий равномерный профиль скорости на входе в клапан [8].

Будет справедливо отметить самоотверженную творческую работу аспиранта С.В.Евдокимова, студентов Ю.В.Сараева и Я.М.Любомирова в этот быть может самый интересный период поисков точек соприкосновения гидродинамики и сердечно-сосудистой хирургии.

1983 – 1990

Исследование структуры потока крови в сердце и аорте

Три оригинальных исследования, приоткрывающие загадки течения крови в организме, были проведены с целью уточнения параметров кровотока и использования их при конструировании ИКС.

Исследование динамики внутренних структур левого желудочка.

Методика исследования динамики спиралевидной структуры внутренней поверхности левого желудочка состояла в измерении параметров трабекулярного аппарата слепков левых камер сердец людей, умерших не от заболеваний сердца. Слепки изготавливались с помощью заполнения камер сердец, остановившихся в разные фазы цикла сокращения, быстротвердеющей массой – протакрил (рис.4). Для количественного описания движения внутренней стенки левого желудочка измерялись углы между характерными линиями трабекулярности и секущими плоскостями параллельными фиброзному кольцу митрального клапана. Полученные данные привели к заключению о том, что сокращение сердца сопровождается двумя параллельными процессами: изменением объема желудочков за счет преимущественного уменьшения его поперечных осей и разворотом внутренней стенки вследствие деформации желудочка вокруг продольной оси. Спиралеобразная форма линий трабекулярности, а также эффект разворота трабекул, сухожильных хорд и папиллярных мышц должны способствовать формированию закрученного потока крови в фазу диастолы по часовой стрелке, если смотреть со стороны митрального клапана [9].

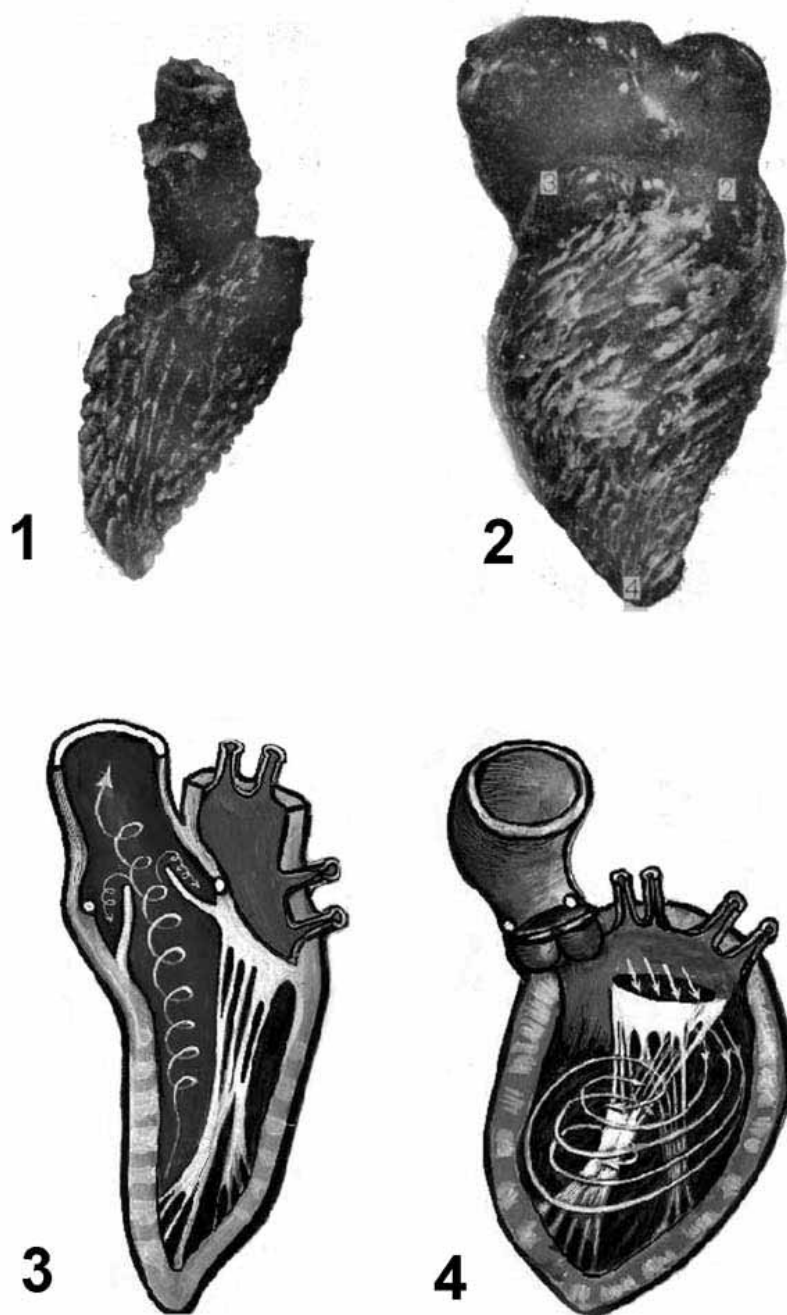


Рис.4. Формирование закрученного потока в левом желудочке

1 – слепок левого желудочка в систолу, 2 – слепок левого желудочка в диастолу,

3 – схема закрученного потока в систолу, 4 – схема закрученного потока в диастолу

Исследование внешней ротации сердца. Разработана методика кинорегистрации движения внешней поверхности сердца с синхронной записью электрокардиограммы, сигналов расходомера и датчиков давления. Для этого на поверхность левого желудочка закреплялось 20 меток, по

движению которых рассчитывались ротационное и колебательное движения сердца, а также его деформации кручения и сжатия. Эксперименты, проведенные на собаках, подтвердили характер сократительного и вращательного движения левого желудочка, отмеченного при анализе слепков. Причем, если для слепков рассматривались отдельно «систолическая», «диастолическая» и «промежуточная» фазы, то при киносъемке *in vivo* стало возможным анализировать движение сердца по 25 кадрам в секунду.

Исследование закрутки потока крови в аорте. Для определения направления и величины закрутки потока крови была изготовлено оригинальное устройство (рис.5), состоящее из ферромагнитной четырехлопастной крыльчатки, двух датчиков Холла и измерителей магнитной индукции [10]. Калибровочные эксперименты доказали, что крыльчатка измеряет угловую скорость жидкости в предположении ее квазитвердого вращения с точностью 4% при угловых скоростях, превышающих 3 рад/с. В эксперименте на собаках крыльчатка в цилиндрическом кожухе закреплялась последовательно в пяти сечения аорты, захватывающих ее восходящий и нисходящий отделы [12]. На самописце синхронно записывались сигналы измерителей магнитной индукции, электрокардиограммы, расходомера и датчиков давления. Максимальные значения средней скорости вращения у стенки, измеренные в экспериментах, составили $\pm 3,7$ см/с, максимальный угол закрутки ($\pm 10^\circ$) зафиксирован в непосредственной близости от аортального клапана. В нисходящей аорте угол закрутки снижается до 2° , вращение направлено против часовой стрелки, если смотреть по потоку. Это направление соответствует направлению вращения, формируемого в левом желудочке. Разнонаправленный характер вращательного движения за аортальным клапаном связан, по-видимому, с индивидуальными морфофункциональными особенностями выходного отдела левого желудочка [18].

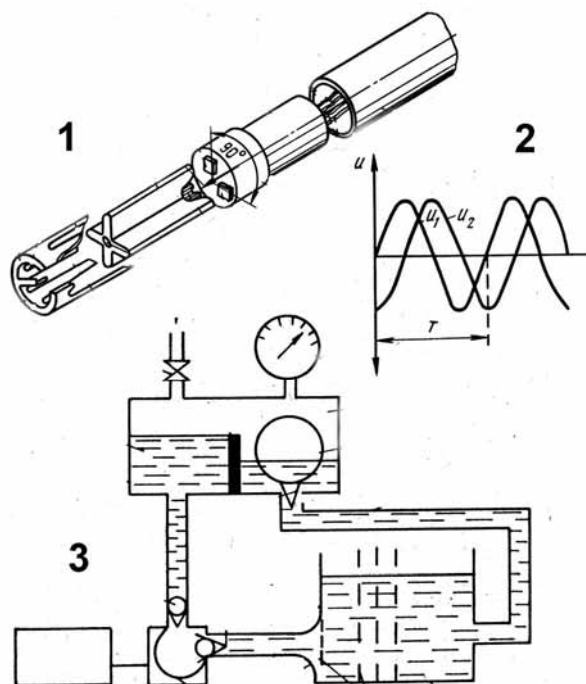


Рис.5. Схемы экспериментального оборудования

1 – крыльчатка для измерения направления и величины закрутки потока, 2 – сигналы датчиков Холла, 3 – портативный пульсдубликатор

Оптимизационные исследования ИКС

Зависимость коэффициента сопротивления от конструктивных параметров. Оптимизационные исследования по коэффициенту сопротивления проводились в стационарном воздушном потоке. Продувались модели клапанов в натуральную величину с изменяемыми конструктивными параметрами. Обширный экспериментальный материал, полученный в физиологическом диапазоне чисел Рейнольдса, обобщен аппроксимационными зависимостями. Так для шарового клапана получено следующее соотношение: $\zeta = (a_1((1-S)/S)^2 + a_2((S/(D^2-S))^{1.5} Re^{-0.25} + A_1)(1 + A_2 \exp(-A_3 h)))$, где $A_i = a_{i1}S + a_{i2}D + a_{i3}$, a – постоянные коэффициенты, S – отношение площади проходного отверстия к посадочной, D – отношение диаметра шара к диаметру проходного отверстия, h – отношение удаления шара от седла клапана к диаметру шара, Re – число Рейнольдса. Отметим, что конструктивные параметры шаровых клапанов, применяемых в клинической практике, близки к оптимальным параметрам, найденным по разработанной методике. Результаты расчета обтекания

серийного митрального шарового клапана, проведенного профессором кафедры гидроаэродинамики С.Б.Колешко и аспирантом Н.М.Бессоновым на основе уравнений Навье-Стокса [13], хорошо согласуются с опытными данными [14]. Методика оптимизации, примененная к модели трехшарикового клапана, дала следующее соотношение: $\zeta = (a_1((1-a_2D^2)/a_2D^2) + a_3)Re^{-0,15}(1+(a_4+a_5\cos 3\gamma))\exp(-a_6h)$, где γ – угол между центрами проходного отверстия и шарика в открытом состоянии. Анализ формул показывает, что сопротивление трехшарикового клапана может быть приближено к сопротивлению шарового [11].

Зависимость обратных утечек на ИКС от их конструктивных параметров Сконструирован одноклапанный пульсдубликатор для контроля заклинивания запирающих элементов и для проведения оптимизационных исследований по величине обратных утечек. Разработанная методика измерений, основанная на прямом измерении объема, уменьшила погрешность измерений обратных утечек при закрытии и в фазу закрытого состояния клапана до 0,1 мл. Именно такая высокая точность измерений позволила определить зависимость объема утечек от конструктивных параметров [12].

Практическое применение методик.

Опираясь на результаты исследования характеристик закрученного потока крови, с помощью оригинального устройства для измерения направления и величины закрутки, а также, используя методики и стенды для проведения оптимизационных испытаний, авторы уточнили конструктивные параметры трехшарикового клапана [11] и упростили технологию его изготовления. Кроме того, были изобретены трехдисковый, трехсекторный [7] и двустворчатый ИКС оригинальной конструкции. Таким образом, перечисленные ИКС составили семейство клапанов, обладающих малыми размерами и формирующие на выходе закрученный поток [18]. Исследования сопротивления и угла закрутки потока за клапанами позволили сравнить клапаны, в основу конструкций

которых была положена идея существования закрученного течения в камерах сердца и аорте и его энергетической целесообразности. Две модификации трехшарикового клапана, трехсекторный, двустворчатый с изогнутыми створками, трехдисковый ИКС создают углы закрутки потока 0° , 8° , 13° , 15° , 24° , соответственно [12]. Для всех клапанов этого семейства увеличение закрутки связано с увеличением коэффициента сопротивления. По коэффициенту сопротивления трехшариковый клапан несколько уступает шаровому протезу, но выигрывает в размерах [15].

Отметим с благодарностью работу студентов-гидродинамиков М.М.Карпенко, С.Л.Романова, Л.Р.Локшина, И.В.Усоскиной, И.В.Булгакова и студентов-медиков К.Ю.Сенчика, А.В.Тарасова, А.Л.Зверькова, помогавших в подготовке, проведении и обработке результатов лабораторных исследований и экспериментов на животных.

1991 – 2003

Применяемая в настоящее время комплексная программа исследования гидродинамических и биомеханических характеристик заменителей сердечных клапанов состоит из двух частей. Первая - исследование интегральных биомеханических и гидродинамических характеристик протезов для оценки их гидродинамической эффективности и прогнозирования долговечности. Вторая часть – это исследование структуры течения, применяемая для выявления и минимизации областей возможной травмы форменных элементов крови и образования тромбов. Работа клапанов моделируется на гидродинамическом стенде с пульсирующим потоком жидкости. Для детального изучения скоростного поля дополнительно применяется моделирование течения в фазу максимального расхода на стенде стационарного потока.

Следует отметить, что все элементы методики отрабатывались на серийных механических ИКС, обладающих стабильными характеристиками. Только

после этого начиналось использование методики при исследованиях биологических протезов, обладающих индивидуальной структурой, во-первых, и более чувствительных к условиям испытаний, во-вторых.

Экспериментальные установки

Стенд со стационарным потоком замкнутого типа (рис.6) обеспечивает расход до 10 л/мин и равномерный профиль скорости на входе рабочего участка. Жидкость из нижнего резервуара центробежным насосом нагнетается в верхний, в котором поддерживается постоянный уровень за счет дополнительной перегородки и сливной трубы. Движение жидкости по расположенному вертикально рабочему участку осуществляется за счет перепада давления между верхним и нижним резервуарами. Расход жидкости регулируется вентилем и измеряется с точностью 2% по перепаду давления на диафрагменном расходомерном устройстве U-образным жидкостным манометром. Равномерный поток на входе рабочего участка формируется во входном устройстве, состоящем из хонейкомба, сетки и конфузора, профиль которого рассчитан по методу Туйетса. Рабочая камера, моделирующая корень аорты, представляет собой оптически прозрачный канал из оргстекла цилиндрический внутри и квадратный снаружи для минимизации оптических искажений, обусловленных разницей показателей преломления жидкости и оргстекла. Размеры канала и осесимметричного расширения, моделирующего геометрию корня аорты (синусы Вальсальвы), выдержаны согласно требованиям ГОСТа 26997-86 [23].

Стенд с пульсирующим потоком (рис.6) представляет собой пульсдубликатор [4] с усовершенствованной рабочей камерой. Внесенные изменения позволяют, в частности, испытывать естественные необработанные клапаны, каркасные и бескаркасные биопротезы, а также визуализировать движение жидкости и запирающих элементов клапана. Пульсирующий поток

создается в эластичной камере, моделирующей во времени размеры и форму левого желудочка сердца. Задающим устройством является источник пульсирующего давления. Форма кривой желудочкового давления близка к физиологической. Систолическое давление в желудочке регулируется в диапазоне от 100 до 250 мм рт. ст, аортальное давление – от 50 до 200 мм рт. ст., предсердное – от 5 до 50 мм рт. ст. Установившийся режим работы задается плавной регулировкой периферического сопротивления. При этом ударный объем изменяется от 20 до 180 мл. В пульсдубликаторе предусмотрена возможность задания электронным пультом, управляющим работой электромагнитных клапанов, частоты сокращений в пределах от 40 до 120 уд/мин и длительности систолы от 0,2 до 0,4 с. Стабильность работы стенда по частоте составляет $\pm 0,1$ уд/мин, по давлениям в камерах ± 0.1 мм рт ст, по ударному объему ± 1 мл. В качестве рабочей жидкости используется физиологический раствор. Угол между осями митрального и аортального клапанов, установленных на входе и выходе эластичного желудочка, составляет 34° . Пульсдубликатор снабжен комплектами патрубков для испытания митральных и аортальных механических ИКС с посадочными диаметрами ($D_{\text{пос}}$) от 19 до 31 мм. Диаметр и длина входного патрубка перед митральным клапаном равняются его посадочному диаметру ($D_{\text{пос}}$). Начальный участок выходного патрубка выполнен в виде осесимметричного расширения, моделирующего геометрию корня аорты (синусы Вальсальвы), за которым следует цилиндрический участок длиной равной $D_{\text{пос}}$. Для визуализации движения жидкости методом водородных пузырьков и запирающих элементов механических ИКС предусмотрены специальные рабочие камеры. Для исследования естественных аортальных клапанов сердца и бескаркасных биопротезов разработано устройство крепления корня аорты, не нарушающее биомеханику работы этой сложной пространственной структуры, состоящей из фиброзного каркаса и оболочечных элементов с различными упругопрочностными характеристиками.

Экспериментальные стенды были оснащены измерительно-вычислительным комплексом, который включал в себя измерительные преобразователи [тензодатчики давления ПДД-4 (АО “Тимос”) и 4-х канальный электромагнитный расходомер MF-46 (Nihon Konden)], системы визуализации движения жидкости и элементов клапана (устройство генерации водородных пузырьков, (СПбГПУ), видеокамеру Sony CCD-TR502E и эхокардиограф Kontron), компьютер Pentium-200MMX с устройствами ввода сигналов датчиков и изображений [12-ти битный аналого-цифровой преобразователь L-154 (L-Card) и плату видеозахвата Zoltrix Face-to-Face], а также компьютерные программы ввода и обработки данных [Oscilloscop (L-Card), VidCap (Microsoft), Grapher 3.0 (Golden Software), Adobe Photoshop 6.0 (Adobe Systems), Tecplot 7.5 (Amtec Engineering), Video-Test-Dynamic (Иста-Видиотест), MEAN и VELOCITY (СПбГПУ)].

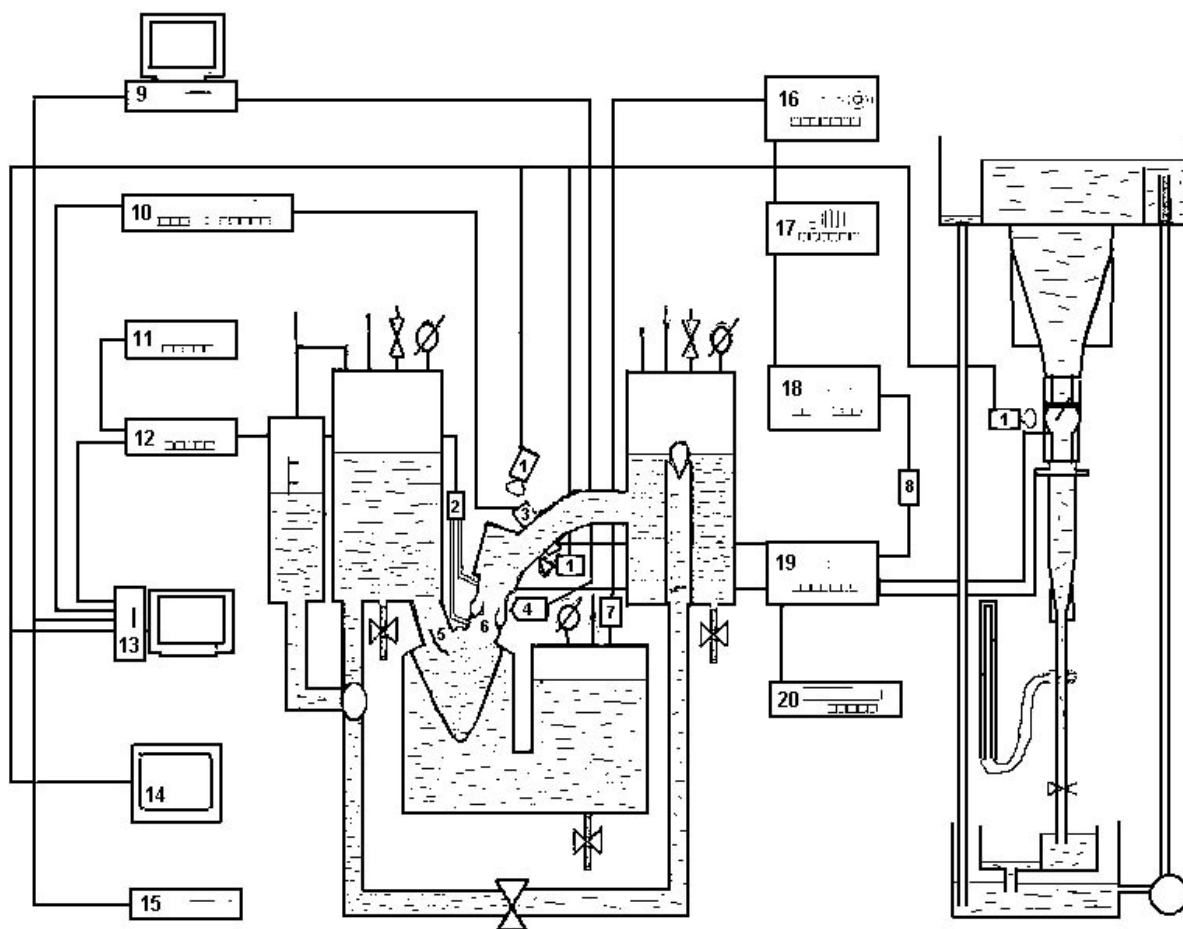


Рис.6. Стенды пульсирующего и стационарного потока с измерительно-вычислительным комплексом

- 1 – видеокамера, 2 – датчик давления, 3 – датчик расхода, 4 – ультразвуковой датчик, 5 – митральный дисковый ИКС, 6 – аортальный биопротез, 7 – электромагнитный клапан, 8 – оптоэлектронный ключ, 9 – эхокардиограф, 10 – расходомер, 11 – блок питания, 12 – усилитель, 13 – компьютер, 14 – видеомонитор, 15 – видеомагнитофон, 16 – пульт управления, 17 – линия задержки, 18 – генератор импульсов, 19 – генератор водородных пузырьков, 20 – частотомер

Методика исследования гидродинамических и биомеханических характеристик ИКС

Биомеханические характеристики, определяемые в ходе испытаний, позволяют оценивать гидродинамическую эффективность работы клапанов и

прогнозировать долговечность биопротезов. Гидродинамическая эффективность определяет энергетические затраты, требуемые для прокачки жидкости через клапан.

Режимы испытаний. При экспресс-анализе проводится испытание клапанов (как в аортальной позиции, так и в митральной) в стандартном режиме, соответствующем параметрам покоя организма, а именно, частота сокращений $f = 70$ уд/мин, длительность систолы $T_{\text{сист}} = 0,33$ с, минутный расход $Q_{\text{мин}} = 5$ л/мин. Запись сигналов проводится в течение 10 с.

При полном исследовании измерения проводятся в течение 35 с в режиме возрастающего расхода от 2 до 12 л/мин для нескольких значений частоты сокращений 70, 90 и 110 уд/мин, что соответствует параметрам работы клапанов при физической нагрузке на организм.

Изменяемые параметры. Программой испытаний клапанов предусматривается измерение их геометрических размеров (до и в ходе испытаний), пульсирующего расхода через клапан $Q(t)$ и перепада статического давления на нем $\Delta P_{\text{ст}}(t)$, давлений в камерах желудочка $[P_{\text{ж}}(t)]$, аорты $[P_{\text{а}}(t)]$ и предсердия $[P_{\text{пр}}(t)]$. Регистрация и запись сигналов 5-ти датчиков и синхроимпульсов осуществляется программой Oscilloscop. Частота опроса каждого канала - 100 Гц. Перед экспериментом проводятся калибровки всех измерительных каналов, кроме того, учитывается уход нуля датчиков за время измерения.

Синхронно с измерением пульсирующих давлений и расхода проводится визуализация движения створок в аксиальной проекции со стороны выхода клапана через оптическое окно видеокамерой, а в боковой проекции через эластичную заполненную водой оболочку ультразвуковым датчиком эхокардиографа (рис.7).

Расчетные характеристики. С помощью программы MEAN рассчитываются режимные гидродинамические параметры: минутный расход -

для всего цикла $Q_{\text{мин}} = \frac{1}{T} \int_T Q(t) dt$, среднеквадратичный расход - для фазы

прямого тока жидкости через открытый клапан $Q_{\text{ср.кв}} = \sqrt{\frac{1}{T_+} \int_{T_+} Q^2(t) dt}$ и средний

обратный перепад давления для фазы обратного тока жидкости через закрытый

клапан $\overline{\Delta P_-} = \frac{1}{T_3 + T_{\text{ут}}} \int_{T_3 + T_{\text{ут}}} \Delta P(t) dt$; а также гидродинамические характеристики

работы клапанов: средний прямой перепад полного давления на открытом

клапане $\overline{\Delta P_+} = \frac{1}{T_+} \int_{T_+} \Delta P(t) dt$, площадь эффективного отверстия клапана в

открытом состоянии $EOA = \frac{Q_{\text{ср.кв}}}{51,6 \sqrt{\overline{\Delta P_+}}}$, индекс производительности открытого

клапана $PI = EOA / S_{\text{пос}}$, коэффициент эффективности открытого клапана $DC =$

EOA / S_0 , объем обратного перетока при закрытии клапана $V_{\text{закр}} = \int_{T_3} Q(t) dt$ и

через щели закрытого клапана $V_{\text{утеч}} = \int_{T_{\text{ут}}} Q(t) dt$, суммарный объем обратного

перетока (объем регургитации) $V = V_{\text{закр}} + V_{\text{утеч}}$, потери энергии на открытом

клапане $\Delta E_+ = \int_{T_+} \Delta P(t) Q(t) dt$, потери энергии при закрытии клапана $\Delta E_{\text{закр}} =$

$\int_{T_3} \Delta P(t) Q(t) dt$, потери энергии на закрытом клапане $\Delta E_{\text{утеч}} = \int_{T_{\text{ут}}} \Delta P(t) Q(t) dt$ и

суммарные потери энергии на клапане $\Delta E = \Delta E_+ + \Delta E_{\text{закр}} + \Delta E_{\text{утеч}}$, где $Q(t)$ -

мгновенный средний по сечению расход через клапан, измеряемый датчиком

электромагнитного расходомера, $\Delta P_{\text{ст}}(t)$ - мгновенный перепад статического

давления на клапане, измеряемый дифференциальным датчиком перепада

давления, $\Delta P(t) = \Delta P_{\text{ст}}(t) + \frac{\rho Q^2(t)}{2} \left(\frac{1}{S_{\text{вх}}^2} - \frac{1}{S_{\text{вых}}^2} \right)$ - перепад полного давления,

учитывающий потери скоростного напора за счет разности площадей сечений,

в которых измеряется перепад статического давления, S_0 - площадь,

рассчитанная по внутреннему диаметру клапана, $S_{\text{пос}}$ - площадь, рассчитанная

по посадочному диаметру клапана, $S_{\text{вх}}$ и $S_{\text{вых}}$ - площади входного и выходного сечений, между которыми измеряется перепад статического давления (меняются местами в соответствии с изменением направления потока жидкости через клапан), T - время цикла сокращения, T_+ - время прямого тока жидкости через клапан, T_3 - время обратного тока жидкости при закрытии, $T_{\text{ут}}$ - время обратного тока жидкости через щели закрытого клапана [23].

Биомеханические показатели работы клапана рассчитывались с помощью программы обработки изображений Video-Test-Dynamic по видеозаписям: $S(t)$ - площадь открытия створок клапана, измеренная по их свободному краю, $S_{\text{ср}}/S_0$ - безразмерная средняя площадь открытия створок, $S_{\text{пл}}/S_0$ - безразмерная площадь при полном открытии створок, $S_{\text{пик}}/S_0$ - безразмерное пиковое значение площади, достигаемое в конце фазы открывания створок, $S_{\text{пл}}/S_{\text{пик}}$ - отношение площади полного открытия к пиковой скорости., $DL_{\text{фк}} = (D_{\text{пос}}^* - D_{\text{пос}}) / D_{\text{пос}}$ - растяжение фиброзного кольца, $DL_{\text{ст}} = (D_{\text{ст.н.}}^* - D_{\text{ст.н.}}) / D_{\text{ст.н.}}$ - растяжение синотубулярного соединения, BDI - индекс сгибательной деформации (в аксиальной проекции), $BDI_{\text{ср}} = (\sum BDI_i) / 6$, BDI_{max} - максимальное значение BDI , D_i - диаметр, измеренный при нулевом давлении, D_i^* - диаметр, измеренный при работе протеза на пульсдубликаторе в стандартном режиме [22].

О хорошей биомеханике протеза свидетельствовали его высокая растяжимость, малые индексы сгибательных деформаций створок и их полная замыкательная функция. Гидродинамическую эффективность определяли в первую очередь по высокому индексу производительности (либо коэффициенту эффективности) и низким обратным утечкам.

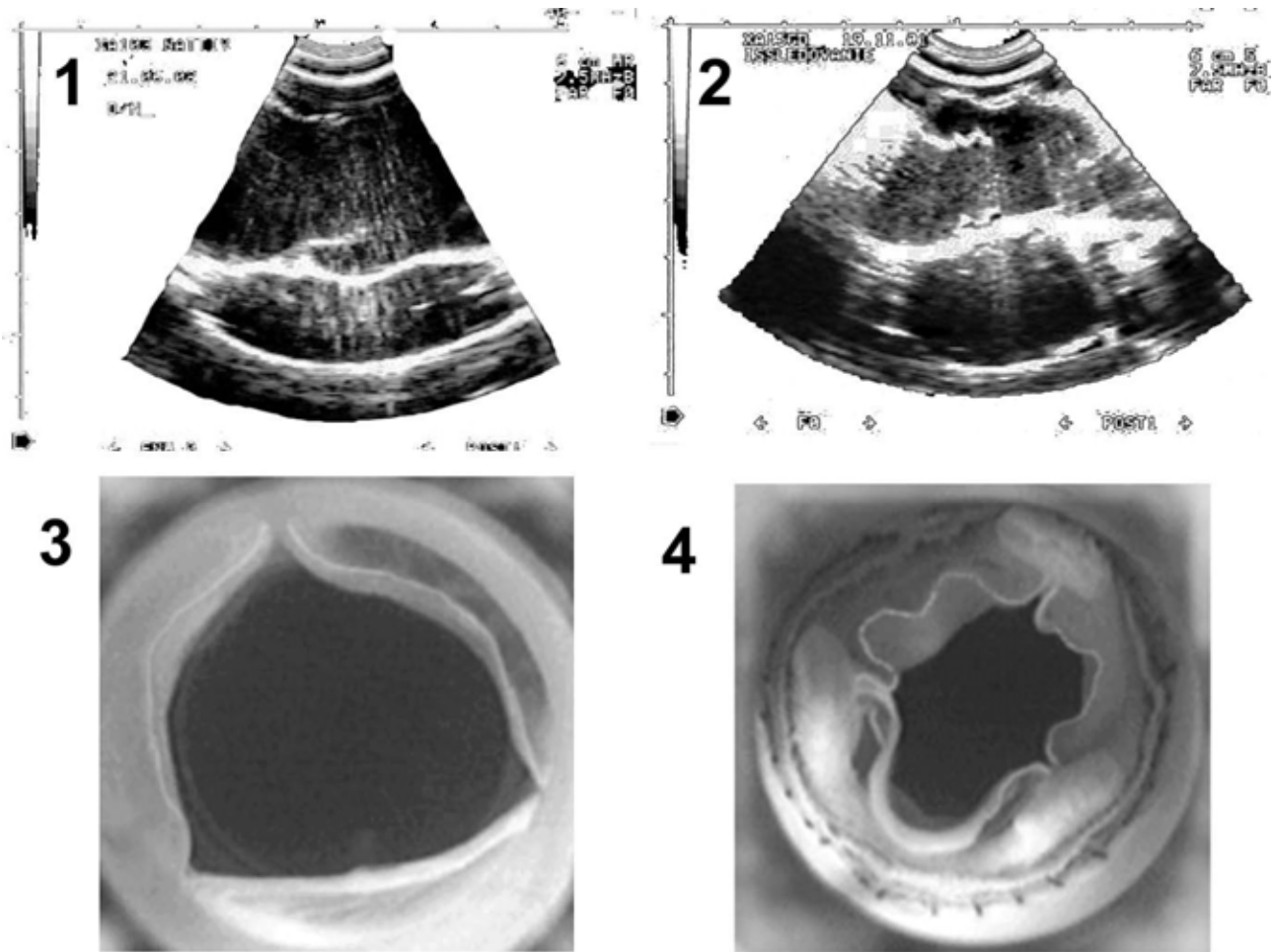


Рис.7. Визуализация движения створок биопротезов ультразвуковым сканированием и видеосъемкой
1 – нативный ксенографт, 2 – ксенографт стабилизированный глутаровым альдегидом, 3 –
экспериментальный бескаркасный биопротез, 4 – каркасный биопротез Wessex

Методика исследования структуры течения в ИКС

В ходе исследования оценивается возмущающее действие клапана на поток крови, или иными словами опасность травмы форменных элементов и образования тромбов при течении крови через клапан.

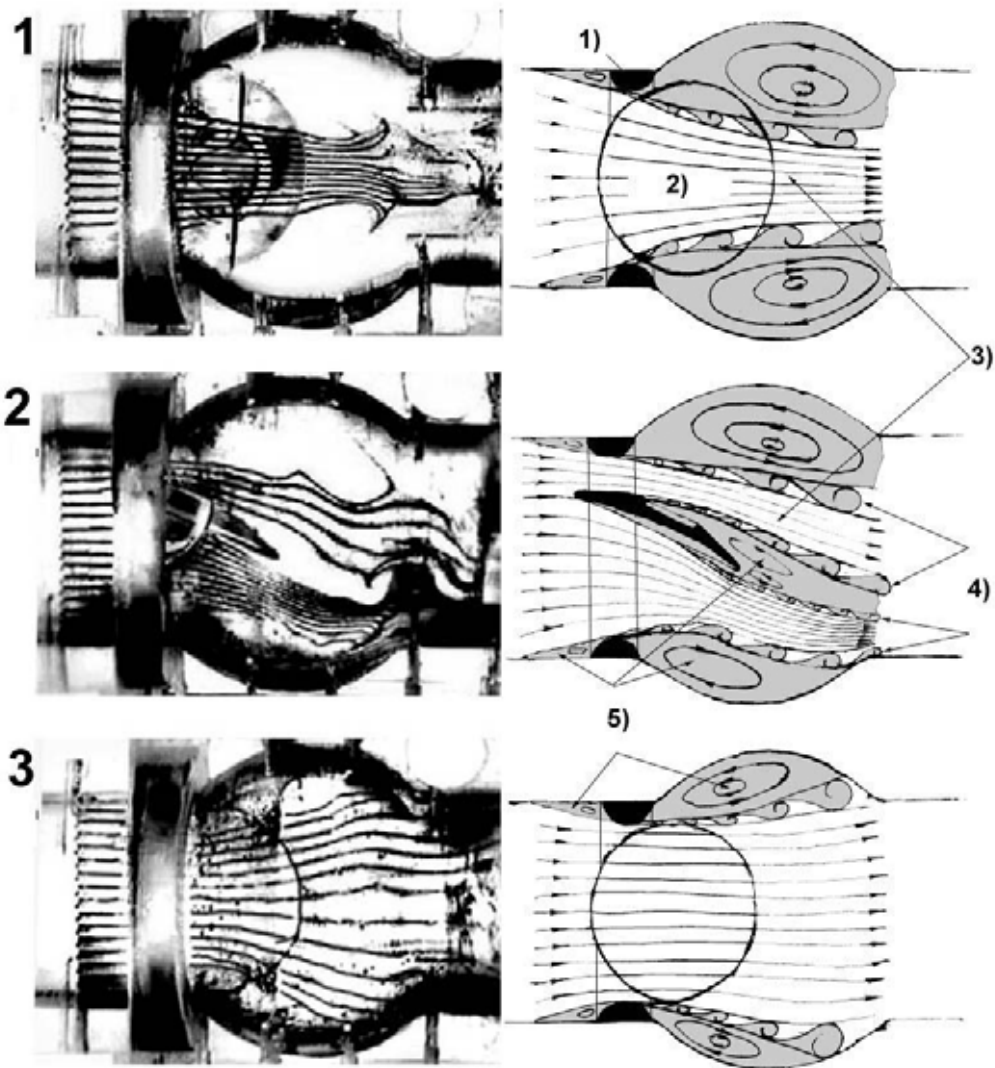
Режимы испытаний. При экспресс-анализе скоростного поля проводится качественная визуализация течения в клапане методом визуализации линий отмеченных частиц водородными пузырьками на стенде стационарного потока. Генерирующая пузырьки спираль располагается перед седлом клапана. Исследование для аортального клапана проводится при числе $Re=5000$ [23].

Полное исследование предусматривает количественную визуализацию временными линиями водородных пузырьков. Для определения пространственного распределения скорости на стенде стационарного потока визуализация проводится в четырех поперечных сечениях за клапаном. Расстояние между поперечными сечениями равно радиусу испытательного канала, диаметр которого соответствует посадочному диаметру клапана. В каждом сечении профили скорости визуализируются через 4 мм в двух взаимно перпендикулярных направлениях [26].

Для исследования эволюции профиля скорости в течение систолы визуализация проводится на пульсодубликаторе в непосредственной близости за клапаном в фазах ускорения потока ($Q = 0.5 Q_{\max}$), максимальной скорости ($Q = Q_{\max}$) и при торможении ($Q = 0.5 Q_{\max}$).

Видеорегистрация в каждом сечении проводится в течение 2 минут, необходимых для генерации 30 пачек по 4 импульса. Частота схода временных линий – от 12.5 до 125 Гц, выдержка - 1/2000 с.

Расчетные характеристики. На основе анализа изображения линий отмеченных частиц строятся границы характерных зон течения. Струйные течения с большими скоростями характеризуются устойчивой во времени картиной линий отмеченных частиц. Застойные зоны с малыми скоростями рециркуляционного движения жидкости расположены в областях, куда не попадают линии отмеченных частиц, генерируемых в сечении перед клапаном. Сдвиговые течения с большими касательными напряжениями, расположенные между застойными зонами и струйными течениями, характеризуются неустойчивой картиной линий отмеченных частиц, их искривлением, формированием и распадом вихревых структур (рис.8).



*Рис.8. Визуализация линий отмеченных частиц и схема структуры течения
в дисковом клапане*

1 - через малое отверстие, 2 - перпендикулярно диску, 3 - через большое отверстие

*1) - седло клапана, 2) - диск клапана, 3) - струйное течение (большие скорости),
4) - области вихреобразования (большие сдвиговые напряжения), 5) - застойные зоны (малые
скорости, малые сдвиговые напряжения)*

Для количественного описания скоростного поля по 30 оцифрованным изображениям снимаются координаты двух ближайших к генерирующей нити временных линий, рассчитываются с помощью программы VELOCITY 30 мгновенных профилей продольной скорости, а по ним профиль средней продольной скорости. По 14 профилям средней скорости в программе Tecplot

строится распределение скорости по поперечному сечению канала (рис.9).
Результаты представляются в виде трехмерной поверхности или плоской карты
изолиний осредненной скорости [26].

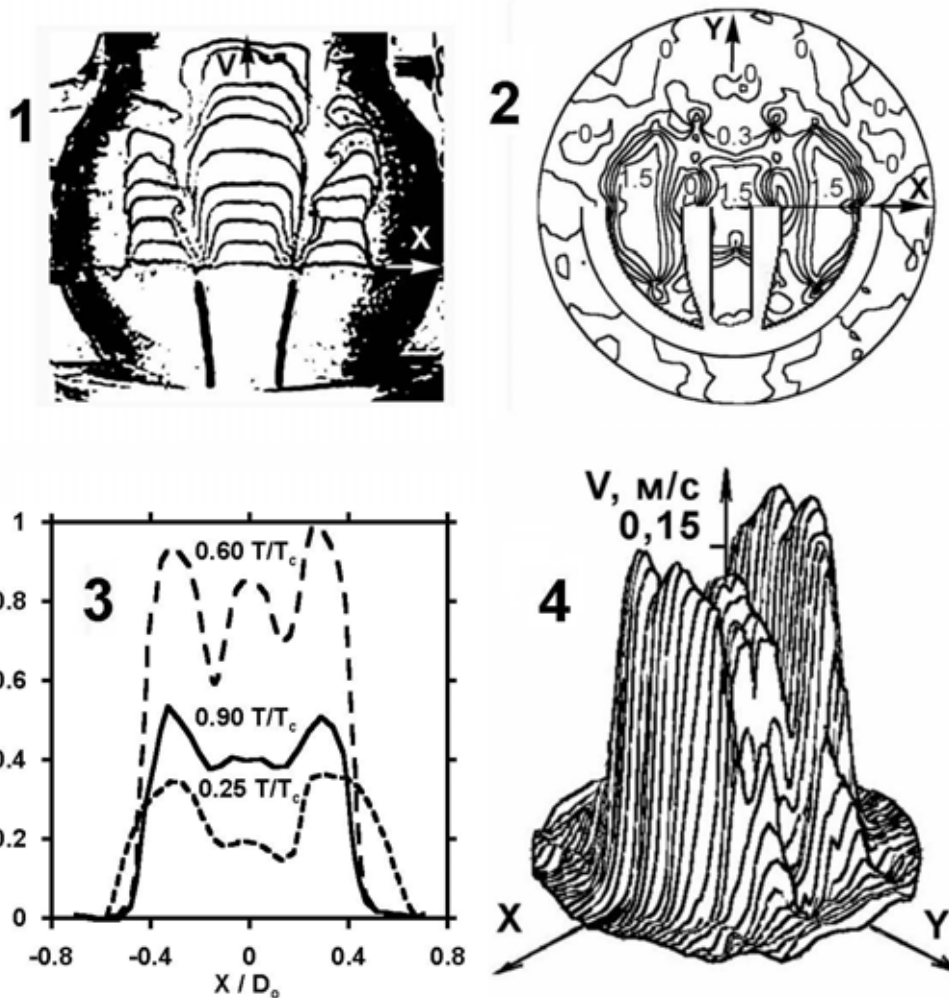


Рис.9. Исследование поля скорости методом водородных пузырьков

1 – визуализация временных линий за двустворчатым клапаном, 2 – карта изолиний постоянной скорости с контуром клапана, 3 – эволюция профиля скорости в течение систолы, 4 – распределение скорости за двустворчатым клапаном

Практическое применение методик

Разработанные к настоящему времени методики исследования биомеханики и гидродинамики протезов сердечных клапанов достаточно универсальны. Они позволяют испытывать естественные клапаны сердца, а также их механические

и биологические заменители, причем, как в аортальной, так и в митральной позициях. Работа клапанов моделируется в широком диапазоне режимных параметров, колебания которых не превышают 1%. Ошибки при измерении пульсирующих расходов и давлений не превышают - 2% , а распределения скоростей - 10%. Гидродинамические параметры и визуализация движения жидкости и запирающих элементов клапанов записываются синхронно и обрабатываются на компьютере. Гидродинамические испытания, проведенные с использованием описанной методики, явились важным элементом разработки нескольких протезов клапанов сердца.

Механические ИКС. Совместно с ЦНИИ «Гранит» спроектированы два новых малогабаритных механических ИКС – дисковый Гиацинт [17] и двустворчатый – Сердолик [16]. Наряду с материаловедческими, прочностными, технологическими были проведены и гидродинамические исследования всех модификаций, а также окончательных моделей клапанов. В ходе оптимизационных экспериментов уточнены обводы седла, выбраны углы открытия запирающих элементов и расстояние между створками. Тем самым удалось ликвидировать заклинивание и вибрацию створок, наблюдаемых у первоначальных вариантов конструкций, обеспечить полное их открытие. В ходе сравнительных испытаний доказана высокая гидродинамическая эффективность моделей, подготовленных к серийному производству (рис.10). Изучение структуры течения позволило минимизировать возмущения потока, вносимые створками обоих клапанов, за счет уменьшения толщины створок по сравнению с серийными отечественными ИКС [23].

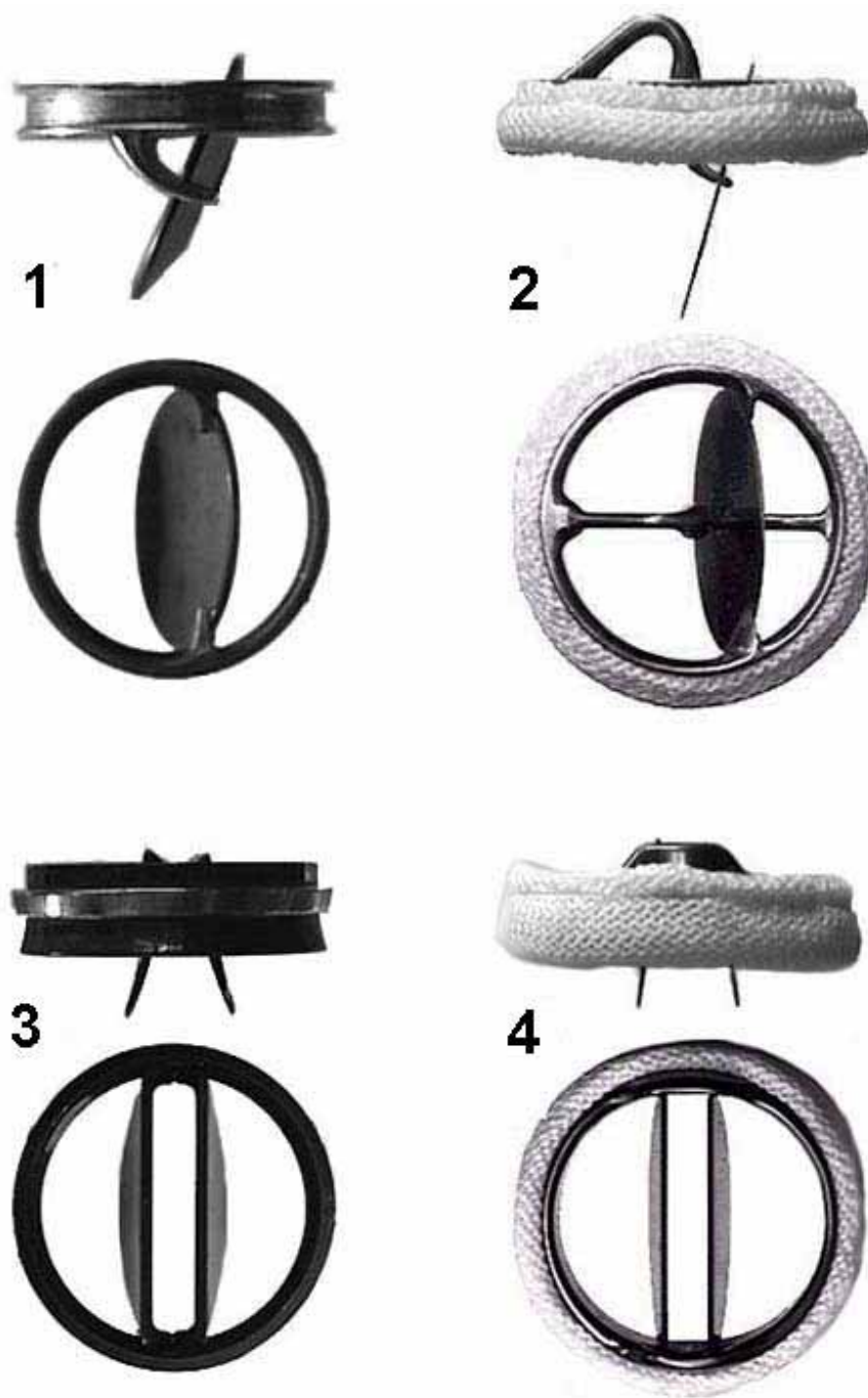


Рис.10. Дисковые и двустворчатые искусственные клапаны сердца

*1 – Ликс (без пришивной манжеты), 2 – экспериментальный клапан Гиацинт
3 – Мединж (без пришивной манжеты), 4 – экспериментальный клапан Сердолик*

Бескаркасные биопротезы. Научно-исследовательская работа по созданию нового бескаркасного ксенобиопротеза на кафедре госпитальной хирургии №1 СПбГМУ потребовала в качестве одного из элементов разработки комплексной программы стендовых испытаний, усложнения испытательной и измерительной

аппаратуры. По новой программе были подробно исследованы почти две сотни образцов биологических клапанов. Прежде всего, была изучена биомеханика естественного аортального клапана, служащего образцом для всех типов биопротезов [21]. Показано определяющее влияние растяжимости корня аорты на функционирование створок клапана. Выяснено, что в возрасте 50-60 лет наступает снижение растяжимости, сопровождаемое ухудшением гидродинамических характеристик клапанно-аортального комплекса [20]. Доказана большая растяжимость нативных ксенографтов по сравнению с аллогграфтами. По результатам стендовых испытаний был выбран динамический режим структурной стабилизации биоткани свиных клапанно-аортальных комплексов раствором диэпоксида (рис.11). Показано преимущество биомеханических и гидродинамических характеристик таких биопротезов по сравнению со стабилизированными глутаровым альдегидом в стационарном режиме [19]. В ходе третьего этапа работы была отработана техника имплантации новых биопротезов: цилиндрическая входная часть была заменена фигурной для лучшего сопряжения с формой фиброзного кольца, выбрана субкоронарная техника имплантации с иссечением всех трех синусов, рекомендован выбор типоразмера протеза, как с учетом его собственной растяжимости, так и растяжимости корня-акцептора [22]. Методическая работа заняла почти десять лет, все ее этапы многократно проверялись в ходе непрерывно продолжающихся стендовых испытаний. В настоящее время новый бескаркасный ксеноаортальный протез готов к клиническому применению.

Описанная программа испытаний была применена для выработки оптимального режима стабилизации глутаровым альдегидом бескаркасных протезов, изготавливаемых в лаборатории биопротезирования Научного центра сердечно-сосудистой хирургии им.А.Н.Бакулева РАМН (Москва). Проведено исследование биомеханических и гидродинамических характеристик тридцати образцов биопротезов, стабилизированных при различных режимах [25]. В 2002-2003гг в НЦССХ проведено 17 успешных имплантаций новых

бескаркасных ксеноортальных биопротезов Биолаб, изготовленных по новой методике (рис.11).

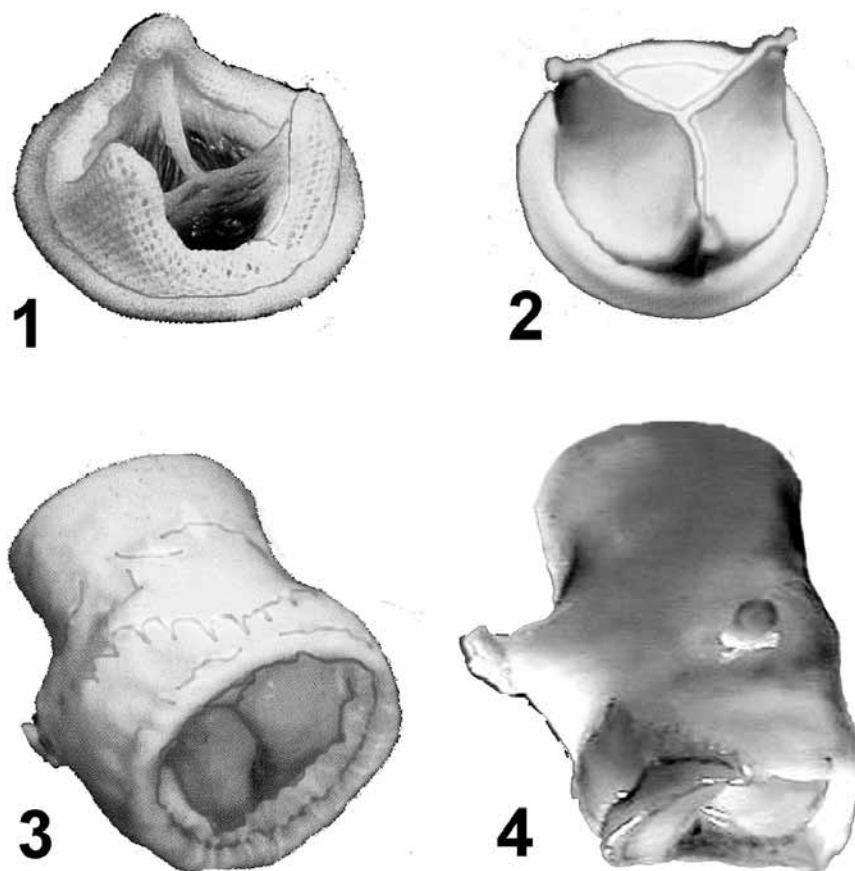


Рис.11. Биопротезы

1 – каркасный ксеноортальный (Кемкор), 2 – каркасный ксеноперикардальный (Бионикс), 3 – бескаркасный ксеноортальный (Биолаб), 4 – бескаркасный ксеноортальный (экспериментальный)

Полимерный клапан. В качестве еще одного примера использования разработанной методики необходимо отметить сравнительные гидродинамические испытания нескольких вариантов экспериментального клапана из тетрафторэтилена и каркасного биопротеза Carpentier-Edwards. Полимерный клапан рекомендован для применения в насосе вспомогательного кровообращения как более эффективный. Новый насос разрабатывается в НП “Центр развития инновационных проектов в сердечно-сосудистой хирургии” Санкт-Петербурга [24].

Авторы выражают искреннюю благодарность за активное участие в создании методики и проведении испытаний аспиранту И.В.Булгакову,

студентам Е.В.Алексеевой, О.В.Бутурлимову, Л.Н.Курак, Н.В.Молодкиной, М.А.Николаеву.

2004 –

В заключение попробуем наметить новые направления практического применения экспериментальных методик и пути их дальнейшего совершенствования.

Предложенная программа исследования биомеханических и гидродинамических характеристик ИКС должна применяться при разработке и доклинических испытаниях новых механических ИКС и биопротезов с использованием в качестве образца для сравнения естественного клапана сердца. Достаточно полное исследование характеристик аортального клапана человека следует дополнить всесторонними исследованиями биомеханики и гидродинамики естественного митрального клапана. Конкретными объектами ближайших гидродинамических исследований могут быть разрабатываемые в настоящее время бескаркасные ксенобиопротезы (митральный и пульмональный). Ждет своего изучения и структура течения в современных отечественных биопротезах. Кроме того, разработанная методика визуализации может найти более широкое применение, например, при разработке сосудистых протезов, стентов, устройств вспомогательного кровообращения. Во всех перечисленных случаях решаются похожие задачи обеспечения невозмущенного течения с отсутствием застойных зон и с заданным диапазоном величины сдвигового напряжения. В оптимальных конструкциях минимизируется опасность образования тромбов, атеросклеротических образований, травмы форменных элементов крови.

Важнейшим направлением использования описанной методики, а в какой-то мере и ее развитием, является разработка оптимальной техники хирургического вмешательства с помощью гидродинамического эксперимента. Примерами

актуальных задач могут служить: выбор ориентации механического ИКС относительно структур сердца, угла пришивания сосудистого протеза или места фиксации хорд митрального биопротеза. Список существующих проблем может быть продолжен. Кроме того, с появлением новых протезов и совершенствованием хирургических методик у врачей появляются новые вопросы, в решении которых неоценимую помощь могут оказать методы экспериментальной гидродинамики.

Главными направлениями развития программы гидродинамических исследований нам представляются: приближение к физиологии режимных параметров модели, увеличение числа определяемых параметров течения, формулировка критериев гидродинамического и биомеханического качества протеза, суммирующих воедино многочисленные характеристики. Весьма актуальным является фазовый анализ изменения пульсирующих давлений, расхода, движения стенок и створок, определение сдвиговых напряжений в потоке и на твердых границах, изучение пульсационных характеристик течения.

Завершить исторический обзор развития гидродинамических исследований ИКС в политехническом университете авторам хочется словами благодарности академику РАМН Ф.Г.Углову - вдохновителю и идеологу долговременного сотрудничества кафедр медицинского и политехнического университетов, заведующим кафедрами гидроаэродинамики д.ф.-м.н профессору Ю.В. Лапину, госпитальной хирургии №2 д.м.н. профессору В.В.Гриценко, госпитальной хирургии №1 д.м.н. профессору А.М.Игнашову за всемерную поддержку клапанной тематики, д.м.н. профессору В.Н.Зубцовскому, стоявшему у истоков исследований, м.н.с. Д.В.Маслевцову (СПбГМУ) и м.н.с. В.В.Зябрикову - активным участникам и соавторам экспериментальных исследований, ведущему инженеру В.В.Григорьеву за метрологическую поддержку, к.т.н. Е.Ф.Белову и к.т.н. Н.П.Галич (ЦНИИ «Гранит») – конструкторам

механических ИКС и нашим главным заказчиком, а также механику Э.А.Вагеру – соавтору и создателю всех экспериментальных стендов, измерительных устройств и моделей клапанов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.

1969-1982

1. Зубцовский В.Н., Бушмарин О.Н., Орловский П.И., Смирнов А.Д., Ткаченко Г.М., Сараев Ю.В. Структура потока при обтекании искусственных клапанов сердца // Сб. «Бионика», 1976, №10, с.103-109.

2. Углов Ф.Г., Зубцовский В.Н., Орловский П.И., Бушмарин О.Н., Смирнов Г.В., Сараев Ю.В., Перимов Ю.А., Евдокимов С.В. Исследование временных характеристик движения запирающих элементов искусственных клапанов сердца в пульсирующем потоке // Вестн.хир. 1978, №4, с.11-18.

3. Углов Ф.Г., Зубцовский В.Н., Орловский П.И., Бушмарин О.Н., Доброва Н.Б., Сараев Ю.В. Распределение давления на поверхности запирающих элементов искусственных клапанов сердца // Мед.техн, 1978, №2, с.6-11.

4. Доброва Н.Б., Бушмарин О.Н., Евдокимов С.В., Орловский П.И., Перимов Ю.А., Фалалеев В.С., Кузьмина Н.Б. Устройство для испытания искусственных клапанов сердца // А. с. № 728864, зарегистрировано в 26.12.79.

5. Углов Ф.Г., Зубцовский В.Н., Орловский П.И., Бушмарин О.Н., Евдокимов С.В., Провалов В.С., Макаров А.Ф., Белов Е.Ф. Исследование возможных причин механического гемолиза эритроцитов на протезах аортального клапана с шаровым запирающим элементом // Гр.хир., 1980, №6, с.13-17.

6. Белов Е.Ф., Бушмарин О.Н., Васькин Р.Д., Зубцовский В.Н., Орловский П.И., Павлов В.В., Углов Ф.Г., Хлыпало Е.И. Искусственный клапан сердца и способ его изготовления // Св. № 873509, зарегистрировано 15.06.81.

1983-1990

7. Белов Е.Ф., Белова В.М., Бушмарин О.Н., Зубцовский В.Н., Никитин В.С., Орловский П.И., Углов Ф.Г., Шумаков В.И. Искусственный клапан сердца и способ его изготовления // А.с. № 942740, зарегистрировано 16.03.82.

8. Любомиров Я.М., Бушмарин О.Н., Любомиров А.М., Вагер Э.А., Зябриков В.В. Устройство для испытания искусственных клапанов сердца // А.с. № 1111751, зарегистрировано 08.05.84

9. Углов Ф.Г., Зубцовский В.Н., Большаков О.П., Мурсалова Ф.А., Тарасов А.Н., Орловский П.И., Ловягин Е.В., Бушмарин О.Н., Белов Е.Ф., Зверьков А.Л. Топография рельефа внутренней поверхности стенки левого желудочка сердца в фазе диастолы // Арх анат., гистол. и эмбр., 1984, в.9, с.33-41

10. Белов Е.Ф., Бушмарин О.Н., Орловский П.И., Парнес М.Д., Филиппов А.П., Шаров С.Н. Катетер для гидродинамических измерений потока крови в сердце // А.с. № 1209155, зарегистрировано 08.10.85.

11. Бушмарин О.Н., Зябриков В.В., Юхнев А.Д., Лобанов А.А., Григорьев В.В., Вагер Э.А., Любомиров Я.М., М.И.Карпенко М.И., Романов С.Л., Локшин Л.Р., Орловский П.И., Сенчик К.Ю. Исследование гидродинамических характеристик трехшарикового искусственного клапана сердца ГПМ М-1 // Отчет по НИР №0183.00.31.503, ЛПИ, кафедра гидроаэродинамики. - Л-д, 1985. - 100с.

12. Лапин Ю.В., Бушмарин О.Н., Зябриков В.В., Юхнев А.Д., Григорьев В.В., Вагер Э.А., Пакин П.А., Иванов Г.Ф., Булгаков И.В., Орловский П.И., Зверьков А.Л. Исследование гидродинамических характеристик экспериментальных образцов искусственных клапанов сердца с закрученным потоком на выходе // Отчет по НИР №0.186.0025785, ЛПИ, кафедра гидроаэродинамики. - Л-д, 1988. - 104с.

13. Бессонов Н.М., Колешко С.Б. Численное исследование стационарных течений в искусственных клапанах сердца на основе решения уравнений Навье-Стокса на неортогональных сетках методом расщепления // Моделирование в механике, 1988, т.2, №4, с.3-13.

14. Бушмарин О.Н., Зябриков В.В., Орловский П.И., Юхнев А.Д. К вопросу оптимизации искусственных клапанов сердца по коэффициенту сопротивления // Сб. ЛГТУ, 1990.

15. Бушмарин О.Н., Зябриков В.В., Орловский П.И., Юхнев А.Д. Измерение закрутки потока за искусственными клапанами сердца // Сб. ЛГТУ, 1990

1991-2003

16. Галич Н.П., Орловский П.И., Зорин А.Б., Матус К.М. Протез клапана сердца // Св. №2335, зарегистрировано 16.07.96.

17. Баранов Ю.И., Галич Н.П., Лаптев Ю.П., Никольцев В.А., Орловский П.И., Доброва Н.Б. Протез клапана сердца // Св. №5505, зарегистрировано 16.12.97.

18. Орловский П.И., Гриценко В.В., Углов Ф.Г., Лазарев С.М., Давыденко В.В., Сенчик К.Ю., Бушмарин О.Н., Галич Н.П., Юхнев А.Д., Зябриков В.В., Вагер Э.А., Карташев Д.И. Следует ли учитывать наличие закрученного потока крови в левом желудочке сердца и аорте при конструировании искусственных клапанов сердца? // Вестник хирургии. - 1998. - т.157. - №1. - с.10-16.

19. Гавриленков В.И., Юхнев А.Д., Маслевцов Д.В. Гидродинамические и биомеханические характеристики бескаркасных биологических заменителей аортального клапана сердца // Ученые записки СПбГМУ, 1999, т.6, №2, с.46-51.

20. Гавриленков В.И., Юхнев А.Д., Маслевцов Д.В. Возрастная динамика, биомеханические и гидродинамические свойства клапанно-аортального комплекса человека // Вестник хирургии, 2000, т.159, №4, с.20-25.

21. Gavrilentov V., Perley V., Maslevtcov D, Yukhnev A. Biomechanics of human aortic root and valve // 2nd Int. meeting of the Onassis cardiac surgery center, 2000, p.126

22. Гавриленков В.И., Маслевцов Д.В., Юхнев А.Д., Жирехина О.В., Звоник М.Н., Лесбеков Т.Д. Влияние техники имплантации на потоковые и биомеханические характеристики бескаркасных биопротезов аортального клапана в эксперименте // Вестник хирургии, 2001, № 5, с.45-51.

23. Орловский П.И., Юхнев А.Д., Гриценко В.В., Гриненко А.Я., Галич Н.П., Бушмарин О.Н., Николаев М.А., Полежаев Д.А., Манаенко В.В. Сравнительные гидродинамические исследования механических искусственных клапанов сердца // Ученые записки СПбГМУ, 2001, т.8, №3, с.101-105.

24. <http://www.cvspartner.spb.ru>

25. Скопин И.И., Муратов Р.М., Терехин В.Н., Костава В.Т., Юхнев А.Д. Особенности гидродинамики и биомеханики бескаркасных биологических протезов, изготовленных под нулевым давлением // Серд.- сосудистые заболевания, 2002, т.3, №5, с.181.

26. Yukhnev A.D., Alekseeva E.V., Buturlimov O.V. The flow field in the vicinity of two Russian artificial heart valves Liks and Carboniks // Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002, v.4, Suppl. 1, p.541.