DOI: 10.15825/1995-1191-2015-3-43-49

ИССЛЕДОВАНИЯ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА С НАСОСАМИ НЕПУЛЬСИРУЮЩЕГО ПОТОКА НА ГИДРОДИНАМИЧЕСКОМ СТЕНДЕ В УСЛОВИЯХ НОРМЫ И ПАТОЛОГИИ

Г.П. Иткин, А.А. Дробышев, О.Ю. Дмитриева, А.С. Бучнев,
А.А. Сысоев

ФГБУ «Федеральный научный центр трансплантологии и искусственных органов
имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России,
Москва, Российская Федерация

Введение. Предварительное исследование новых разрабатываемых насосов для вспомогательного кровообращения на гидродинамических стендах является важным этапом в процессе их создания. Гидродинамические стенды, достаточно точно имитирующие отделы сердечно-сосудистой системы, имеют важное значение для определения диапазона эффективного функционирования насосов в условиях нормы и сердечной патологии, что имеет большое значения для определения режима работы этих насосов в реальных клинических условиях. **Цель.** Создание нового гидродинамического стенда большого круга кровообращения для исследования процессов взаимодействия левого желудочка сердца с насосами неппульсирующего потока. **Материалы и методы.** Основные компоненты стенда (артериальный и венозный блоки) выполнены как замкнутые резервуары с воздушной подушкой, обеспечивающие необходимое значение эластичности данных резервуаров. Левый желудочек сердца имитировался с помощью искусственного желудочка сердца с пневматическим приводом Синус-ИС, позволяющим в широком диапазоне изменять его параметры. В качестве испытуемого насоса использовался первый отечественный имплантируемый осевой насос ВИШ-1. В процессе исследований производили регистрацию и запись основных гемодинамических параметров (давление, расход) с помощью многоканального модуля измерения параметров давления Румрах. **Результаты.** Разработанный стенд позволяет достаточно адекватно воспроизводить основные гемодинамические параметры системы кровообращения в условиях физиологической нормы (артериальное давление – 110/77 мм рт. ст., давление в левом предсердии – 7 мм рт. ст. и сердечный выброс – 4,2 л/мин) и сердечной недостаточности (артериальное давление – 79/53 мм рт. ст., давление в ЛП – 15 мм рт. ст. и сердечный выброс – 3,1 л/мин). На стенде проведены исследования взаимодействия левого желудочка сердца и насоса неппульсирующего потока в условиях моделирования сердечной недостаточности. Показана динамика основных показателей кровообращения в условиях изменения скорости вращения ротора насоса. При этом определены условия закрытия аортального клапана, что имеет важное значение для клинического использования данного насоса. Отдельно с помощью специальной эластичной камеры, установленной на входе насоса, смоделированы условия появления отрицательного давления, приводящего к неустойчивой работе насоса и снижению его расхода. **Заключение.** Характеристики разработанного гидродинамического стенда позволяют воспроизводить в широком диапазоне параметры большого круга кровообращения и использовать его в процессе создания новых насосов вспомогательного кровообращения.

Ключевые слова: гидродинамический стенд, артериальный резервуар, венозный резервуар, гидродинамическое сопротивление, осевой насос, физиологическая норма, сердечная недостаточность.

Для корреспонденции: Иткин Георгий Пинкусович. Адрес: 123182, г. Москва, ул. Щукинская, д. 1.
Тел. (499) 190-60-34. E-mail: georgeitkin@mail.ru.

For correspondence: Itkin Georgy Pinkusovich. Address: 1, Schukinskaya Str., Moscow, 123182, Russian Federation.
Tel. (499) 190-60-34. E-mail: georgeitkin@mail.ru.

TESTING THE INTERACTION OF HEART LEFT VENTRICLE AND CONTINUOUS-FLOW PUMP ON A MOCK CIRCULATION MODEL UNDER NORMAL AND PATHOLOGICAL CONDITIONS

G.P. Itkin, A.A. Drobyshchev, O.Yu. Dmitrieva, A.S. Buchnev, A.A. Sysoev

V.I. Shumakov Federal Research Center of Transplantology and Artificial Organs of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation

Introduction. The preliminary study of new developed pumps for circulatory support on the hydrodynamic circulation model is an important step in the process of their designing. Hydrodynamic circulation models that can closely imitate cardio – vascular system are important to define the range of effective functioning of the pumps under normal and heart disease conditions which is of great importance for defining the mode of these pumps in real clinical conditions. **The aim of study** is to create a new hydrodynamic circulation model of the systemic circulation to study the processes of interaction of heart left ventricle and continuous – flow pumps. **Materials and methods.** The main components of the mock circulation model (arterial and venous blocks) are designed as closed reservoirs with an air bag providing the necessary elasticity value of these reservoirs. The heart left ventricle was simulated with an artificial heart ventricle with a pneumatic drive Sinus-IS which allows to change its options in a wide range. As a test pump we used the first native implantable axial pump VISH – 1. In the course of research we made the registration and recording of the basic hemodynamic parameters (pressure, flow) with a multichannel module Pumpax for the measurement of pressure parameters. **Results.** The designed circulation model allows to adequately reproduce the main hemodynamic parameters of the circulatory system in normal (arterial pressure – 110/77 mmHg, left atrium pressure – 7 mmHg and cardiac output – 4.2 l/min) and heart failure conditions (arterial pressure – 79/53 mmHg, left atrium pressure – 15 mmHg and cardiac output – 3.1 l/min). On the circulation model the interaction of heart left ventricle and continuous-flow pump in heart failure simulation was studied. The dynamics of the main circulation figures is shown under conditions of changing of the pump rotor speed. Meanwhile, the conditions of the closing of aortic valve are identified which is important for the clinical use of this pump. Using a special separately flexible camera on the pump inlet we modeled phenomena of negative pressure leading to unstable pump operation and reduction of pump flow. **Conclusion.** Characteristics of the developed hydrodynamic circulation model allow us to reproduce parameters of systemic circulation in a wide range and to use it in designing of new pumps for circulatory support.

Key words: hydrodynamic circulation model, arterial reservoir, venous reservoir, hydrodynamic resistance, axial, pump, physiological norm, heart failure.

ВВЕДЕНИЕ

При проектировании новых устройств механической поддержки кровообращения (МПК) одним из важных этапов является проведение исследований этих устройств на гидродинамических стендах (ГС) [1, 2]. При этом конструкция ГС во многом определяется задачами данных исследований: от достаточно простых – для снятия, например, расходно-напорных и энергетических характеристик насосов до достаточно сложных – для оценки взаимодействия вспомогательных насосов (ВН) с сердечно-сосудистой системой (ССС) в широком диапазоне изменения параметров как испытуемых устройств, так и параметров ССС. Конечно, такие ГС не могут полностью заменить экспериментальные и клинические исследования, тем не менее, испытания на ГС на начальном этапе позволяют ускорить процесс проектирования изделий, вносить корректирующие изменения в конструкцию насосов и систем управления [3]. Поэтому программы создания новых или модифицированных

устройств МПК всегда должны включать в себя испытания на ГС.

В последние годы наибольшее распространение в клинической практике получили ВН на основе насосов непulsирующего потока (ННП) [4]. В связи с этим расходно-напорные и энергетические характеристики снимаются на достаточно простых открытых или закрытых контурах, имитирующих гидравлическую нагрузку на входе и выходе насоса.

Более детальные исследования ННП, позволяющие приблизить условия их функционирования к реальному взаимодействию с ССС в диапазоне от нормы к патологии, предполагают создание ГС с имитацией работы желудочков сердца. Также ГС включает в себя артериальный и венозный резервуары с системой мониторинга основных параметров ССС и режимов ННП.

Цель исследования: разработать конструкцию одноконтурного ГС и оценить возможность моделирования с его помощью взаимодействия работы

левого желудочка (ЛЖ) и ННП в условиях нормы и сердечной недостаточности (СН).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Настоящий одноконтурный ГС включает в себя имитатор аорты, общего периферического сопротивления (ОПС), венозного резервуара и левого желудочка сердца (ЛЖС) с пневматическим приводом, системой датчиков давления и расхода (рис. 1).

В качестве ННП исследовался отечественный осевой насос ВИШ-1 (ФГБУ «ФНЦТИО им. ак. В.И. Шумакова», МИЭТ, ООО «БИОСОФТ-М», ООО «Дона-М»).

Принципиальная схема стенда представлена на рис. 2.

Компоненты стенда воспроизводят физиологические параметры гемодинамики большого круга кровообращения в условиях нормы и патологии. Большой круг кровообращения включает в себя аортальный, венозный резервуары и гидродинамическое сопротивление, моделируемое с помощью регулируемого гидравлического зажима. Артериальные и венозные резервуары представляют собой замкнутые гидравлические резервуары, заполненные жидкостью с воздушной подушкой, имитирующей эластичности данных емкостей, рассчитываемых по формулам, взятых из работы N. Westerhof с соавт. [5]. Объем каждого резервуара составляет 2000 мл.

ЛЖС моделируется с помощью искусственного желудочка сердца (ИЖС) с ударным объемом 60 см³, работающим от пневмопривода Синус-ИС (МЗЭМА, Россия). Данный пневмопривод позволяет задавать режимы работы ЛЖС, воспроизводя условия нормы и сердечной недостаточности (СН). В исходном режиме с помощью Синус-ИС задается частота сердечных сокращений (ЧСС), равная 70 уд./мин, при 35% длительности систолического периода.

Выход венозного резервуара подключен к входу ЛЖС, имитируя левое предсердие, а выход – к аортальному резервуару.

Вход ВИШ-1 подключен к ЛЖС через специальную канюлю, таким образом, имитируется подключение насоса к верхушке ЛЖ сердца. Выход насоса через тройник подключен к аортальному резервуару. Все компоненты стенда соединены между собой с помощью поливинилхлоридных трубок с внутренним диаметром 12 мм.

Объемный расход жидкости ВИШ-1 и общий «кровоток» в гидродинамическом контуре измеряли с помощью двухканального ультразвукового расходомера Т402 фирмы «Transonic Systems, Inc» (США) (ошибка измерения данного датчика составляет $\pm 4\%$). Для измерения давления на входе и выходе насоса использовали датчики давления

Рис. 1. Гидродинамический стенд большого круга кровообращения для исследования взаимодействия ЛЖ (в условиях нормы и СН) с осевым насосом ВИШ-1 при левожелудочковом обходе

Fig. 1. Mock circulation model for studying the interaction heart left ventricle (under normal and heart failure conditions) and an axial blood pump VISH-1 under left ventricular bypass

Рис. 2. Принципиальная схема гидродинамического стенда: P1 – артериальный резервуар; P2 – венозный резервуар; ГС – гидравлическое сопротивление; ЛЖС; испытуемый насос ВИШ-1; Д1 – датчик расхода ЛЖС; Д2 – датчик расхода осевого насоса; Д3 – датчик расхода системы; 1 – датчик входного давления в ЛЖС; 2 – датчик давления на входе насоса; 3 – датчик давления на выходе насоса; 4 – датчик давления в аортальном резервуаре

Fig. 2. Schematic outline of the mock model: P1 – arterial reservoir; P2 – venous reservoir; ГС – hydraulic resistance; ЛЖС – left heart ventricle; blood pump VISH-1; Д1 – flowmeter of the left heart ventricle; Д2 – flowmeter of the axial pump; Д3 – flowmeter of the system; 1 – inlet pressure in LV; 2 – pump inlet pressure; 3 – outlet pump pressure; 4 – aortic reservoir pressure

Таблица 1

Естественные значения параметров сердца и артериального давления в сравнении со стендовыми значениями при норме и СН

Natural heart and blood pressure parameters compared with mock circulation parameters under normal and HF conditions

	Норма		Сердечная недостаточность	
	Естественные значения	Стендовые значения	Естественные значения	Стендовые значения
Давление в левом предсердии, мм рт. ст. ($P_{л.пр.}$)	8–10	8–10	–	15–22
Артериальное давление, мм рт. ст. (АД)	120/80	110/75	–	80/50
Среднее артериальное давление, мм рт. ст. ($АД_{ср}$)	95	90	–	65
Давление в левом желудочке, мм рт. ст. ($P_{л.ж.}$)	0–120	0–120	–	5–85
Расход насоса, л/мин (Q)	5	4,9	–	2,5–3

Edwards (США). Все данные регистрировались с помощью многоканального модуля измерения параметров давления и расхода Pumpax (ООО «Bio-soft-M», Россия).

Известно, что для достижения максимальной разгрузки миокарда устанавливают режим максимального расхода ННП и это может привести к присасыванию в области входной канюли [6, 7]. Это увеличивает вероятность повреждения эндокардиальной поверхности ЛЖ и приводит к нестабильности работы насоса и снижению расхода. Для воспроизведения условий присасывания на входе насоса устанавливали специальную камеру с эластичной диафрагмой (рис. 3). При возникновении отрицательного давления площадь поперечного сечения уменьшилась.

Чтобы оценить влияние ННП при левожелудочковом обходе (ЛЖО), Timms и соавт. считали важным воспроизвести естественные гемодинамические значения давлений и перфузий для каждого из физиологических состояний нормы и СН [6].

Параметры привода ИЖС и ОПС регулируются, чтобы установить сердечный выброс, среднее и пульсирующее значения артериального давления в соответствие с условиями моделирования нормы и СН (табл. 1).

Исследования влияния ННП на работу ССС проводились при моделировании условий нормы и патологии ЛЖС (в диапазоне от 5 до 2,5 л/мин). При этом с помощью изменения режимов насоса воспроизводили 50, 75 и 100% ЛЖО. Исходные данные работы ЛЖС регистрировались при отключении насоса за счет наложения зажимов на входную и выходную магистрали насоса до и после каждого тестового режима в норме и СН.

Моделирование естественной гемодинамики в условиях нормы и СН осуществлялось за счет из-

Рис. 3. Специальная камера для исследования режимов присасывания насоса

Fig. 3. A special chamber for the study pump suction

менения величины пневмодавления $P_{сис}$, ЧСС, ОПС и эластичности артериального резервуара.

При проведении испытаний в условиях нормы устанавливались следующие исходные параметры: АД = 110/77 мм рт. ст., $P_{л.пр.}$ = 7 мм рт. ст., $Q_{ИЖС}$ = 4,2 л/мин; в условиях СН: АД = 79/53 мм рт. ст., $P_{л.пр.}$ = 15 мм рт. ст., Q = 3,1 л/мин.

РЕЗУЛЬТАТЫ

На рис. 4 показаны основные параметры центральной гемодинамики, полученные на гидродинамическом стенде при моделировании условий нормы и СН. При воспроизведении условий нормы среднее АД составляло 92 мм рт. ст. (110/77 мм рт. ст.), давление в левом предсердии (ЛП) – 7 мм рт. ст. и сердечный выброс – 4,2 л/мин. При воспроизведении СН среднее АД составляло 65 мм рт. ст. (79/53 мм рт. ст.), давление в ЛП – 15 мм рт. ст. и сердечный выброс – 3,1 л/мин.

На рис. 5 приведены основные параметры гемодинамики при работе ИЖС и ЛЖО с помощью

Рис. 4. Динамика основных показателей большого круга кровообращения в условиях нормы (а) и СН (б)

Fig. 4. Dynamics of the main parameters of the systemic circulation under normal (a) and HF (б) conditions

Рис. 5. Динамика основных показателей большого круга кровообращения в условиях СН при подключении осевого насоса и разных скоростях вращения ротора: а – насос отключен; б – $n = 6000$ об./мин; в – $n = 7000$ об./мин; г – $n = 8000$ об./мин

Fig. 5. Dynamics of the main parameters of the systemic circulation under HF conditions with working axial pump with various speed of the impeller: а – pump stop; б – $n = 6000$ /min; в – $n = 7000$ /min; г – $n = 8000$ /min

Рис. 6. Изменение расхода ННП в условиях присасывания при разных скоростях вращения ротора: а – $n = 7000$ об./мин; б – $n = 8000$ об./мин; в – $n = 9000$ об./мин

Fig. 6. Changing pump flow under suction with various speed of the impeller: а – $n = 7000$ /min; б – $n = 8000$ /min; в – $n = 9000$ /min

осевого насоса ВИШ-1 при разных скоростях вращения ротора насоса.

При проведении данных испытаний устанавливались следующие исходные параметры: АД = 85/58 мм рт. ст.; $P_{л.пр.} = 12$ мм рт. ст.; $Q = 2,9$ л/мин.

При включении насоса и увеличении скорости вращения ротора (от 6000 до 8000 об./мин) среднее значение АД увеличилось от 72 до 92 мм рт. ст., давление в левом предсердии с 11 снизилось до 4 мм рт. ст., расход соответственно увеличился от 2,8 до 4 л/мин.

Таким образом, основные показатели системной гемодинамики при моделировании СН и подключении осевого насоса возвращались к норме. Были определены условия закрытия аортального клапана, которое наступало при частоте вращения ротора насоса более 7000 об./мин.

В отдельных испытаниях исследовали эффект присасывания, который может возникнуть при высоких оборотах ротора насоса (рис. 6).

Как видно из рисунка, режим присасывания существенно влияет на расход насоса. Это явление объясняется тем, что при высоких оборотах рабочего колеса нарушается равновесие оттока-притока в полость ЛЖ, при котором расход насоса превышает объем крови, поступающий в ЛЖ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Созданный одноконтурный гидродинамический стенд с имитатором левого желудочка сердца позволяет моделировать большой круг кровообращения. При этом полученные кривые аортального давления и сердечного выброса соответствуют физиологическим параметрам в условиях нормы и сердечной недостаточности.

Это связано прежде всего с выбором элементов стенда, а именно имитатора аорты и венозного резервуара. Не менее важно было правильно выбрать имитатор левого желудочка сердца. Особенностью выбранного искусственного желудочка сердца было

наличие в нем клапанов с минимальной регургитацией. Подключение для обхода левого желудочка сердца осевого насоса ВИШ-1 в условиях моделирования сердечной недостаточности позволило нормализовать системную гемодинамику. Определены условия работы насоса, вызывающие закрытие аортального клапана и развития режима присасывания, что важно для оптимизации работы насоса в клинических условиях.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Moscato F, Daniel GA, Schima H. Dynamic modeling and identification of an axial flow ventricular assist device. *The International Journal of Artificial Organs*. 2009; 32 (6): 336–343.
2. Liu Y, Allaire P, Wood H, Olsen D. Design and Initial Testing of a Mock Human Circulatory Loop for Left Ventricular Assist Device Performance Testing. *Artificial Organs*. 2005; 29 (4): 341–345.
3. Kapadia JY, Pierce RC, Poupore AK, Throckmorton AL. Hydraulic Testing of Intravascular Axial Flow Blood Pump Designs With a Protective Cage of Filaments for Mechanical Cavopulmonary Assist. *ASAIO Journal*. 2010; 56: 17–23.
4. Kirklin K, Naftel D, Kormos R, Stevenson LW, Paganini FD, Miller MA et al. The Fourth INTERMACS annual Report: 4,000 implants and counting. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2012; 31 (2): 117–126.
5. Westerhijf N, Elzinger G, Sipkema P. An artificial arterial system for pumping hearts. *J of applied physiology*. 1971; 31 (5): 776–781.
6. Timms D, Hayne M, McNeil K, Galbraith AA. Complete mock circulation loop for the evaluation of left, right, and biventricular assist devices. *Artificial Organs*. 2005; 29(7): 564–572.

Статья поступила в редакцию 25.05.2015 г.
The article was submitted to the journal on 25.05.2015