

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИМПЛАНТИРУЕМОГО РОТОРНОГО НАСОСА И ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА НА ИМИТАТОРЕ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ

*Коньшьева Е.Г., Иткин Г.П., Дозоров К.Н., Кудинов В.Л., Шумаков Д.В.*

ФГУ «Федеральный научный центр трансплантологии и искусственных органов им. академика В.И. Шумакова» Минздравсоцразвития РФ, Москва

В работе был проведен анализ динамики взаимодействия роторного насоса, подключенного по схеме «левый желудочек – аорта», и левого желудочка сердца в условиях нормы и сердечной недостаточности с использованием данных, полученных на имитаторе системы кровообращения. Определены границы допустимых режимов работы роторного насоса, исключая обратный сброс через насос из аорты в левый желудочек и развитие отрицательного давления на входе насоса. Причем данные границы зависят от степени сердечной недостаточности, что подтверждает необходимость контроля скорости вращения импеллера в диапазоне изменения сократимости миокарда от патологии к норме. Показано, что пульсирующее давление на входе насоса модулирует поток насоса, делая его пульсирующим, что положительно влияет на динамику сердечного выброса.

*Ключевые слова: вспомогательное кровообращение, роторные насосы крови, сердечная недостаточность, имитатор системы кровообращения, скорость вращения импеллера.*

## THE INVESTIGATION OF THE INTERACTION OF THE IMPLANTABLE ROTARY BLOOD PUMP AND THE LEFT VENTRICLE ON THE MOCK CIRCULATION SYSTEM

*Konyshyeva E.G., Itkin G.P., Dozorov K.N., Kudinov V.L., Shumakov D.V.*

Academician V.I. Shumakov Federal Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow

We analyzed the dynamics of the interaction of rotary pump, connected to the scheme «the left ventricle – aorta», and left ventricle in norms and heart failure, using data obtained on the mock circulatory system. Adverse pumping states such as suction and regurgitation can be detected. These limits depend on the degree of cardiac failure, which confirms the need to control the speed of rotation of the impeller in the range of the cardiac failure from pathology to normal. It has been shown that the pulsating pressure at the inlet of the pump modulates the flow of the pump, making it a pulsating, what positively affects on the dynamics of cardiac output.

*Key words: assisted circulation, rotary blood pump, cardiac failure, mock circulation, nonpulsatile pump, implantable centrifugal and axial pump, impeller rate of rotation.*

В последнее десятилетие в мировой практике в операциях по двухэтапной замене сердца все шире используются имплантируемые неппульсирующие роторные насосы. В соответствии с данной мировой тенденцией в ФГУ «ФНЦТИО» в последние годы разрабатываются различные модели имплантируемых роторных насосов (РН), и наиболее интенсивно разрабатывается осевой насос со встроенным двигателем постоянного тока [1], который

сейчас проходит экспериментальную апробацию. Данное исследование особенно актуально, поскольку в клинической практике института в операциях по двухэтапной замене сердца используется имплантируемый осевой насос Incor (Berlin Heart AEG, Германия) [3]. Поэтому опыт, накопленный при имплантации в клинике данного насоса, чрезвычайно полезен для разработки отечественного аналога. С другой стороны, исследования, прове-

*Статья поступила в редакцию 28.04.10 г.*

*Контакты: Коньшьева Елена Геннадьевна, старший научный сотрудник лаборатории биотехнических систем.*

*Тел. 8-926-142-72-53, e-mail: 28keg2008@mail.ru*

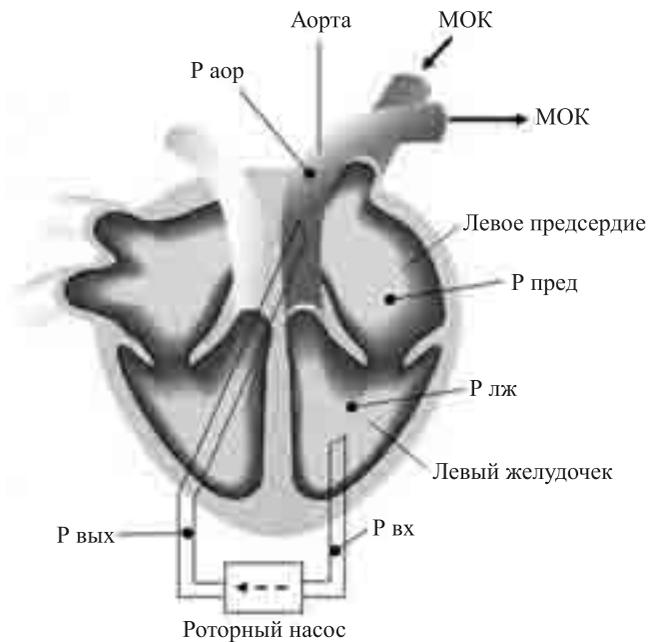


Рис. 1. Схема подключения РН «левый желудочек сердца – аорта»

денные нами на имитаторе системы кровообращения, могут быть использованы для выработки стратегии управления осевым насосом в клинике.

Экспериментальная и клиническая практика показала, что для длительного функционирования роторных насосов наиболее оптимальным методом является подключение их по схеме «левый желудочек – аорта» («ЛЖ – аорта») (рис. 1).

Особенностью такого подключения является то, что функция ЛЖ значительно влияет на характер потока крови в РН, и это необходимо учитывать при выборе режима работы РН в зависимости от его сократимости от патологии к норме (по мере процесса восстановления сократительной способности миокарда). Поэтому перед нами была поставлена задача изучения взаимодействия ЛЖ и РН на гидродинамическом имитаторе системы кровообращения с целью использования полученных данных для оптимизации управления насосом в клинической и экспериментальной практике.

Включение РН по схеме «ЛЖ – аорта» представляет собой сложный биомеханический комплекс, в котором минутный объем кровообращения определяется целым рядом параметров, как организма, так и насоса. Со стороны организма к таким параметрам относятся: сократительная способность миокарда, динамика внутривентрикулярного давления в левом желудочке сердца и импеданс аортального резервуара, включая общее периферическое сопротивление.

Производительность РН определяется, в свою очередь, расходно-напорными характеристиками для разных скоростей вращения рабочего колеса. Соответственно, при постоянной скорости рабочего колеса расход РН меняется в зависимости от пере-

пада давления на входе и выходе насоса: снижается при увеличении перепада давления и увеличивается при уменьшении перепада давления. Таким образом, в период диастолы ЛЖ перепад давления на входе и выходе насоса увеличивается и, согласно расходно-напорной характеристике, расход насоса уменьшается. В период систолы перепад давлений на входе (систолическое давление в ЛЖ) и выходе (давление в аорте) насоса уменьшается, что приводит к увеличению расхода насоса. С другой стороны, эти давления связаны как с сократимостью ЛЖ (входное давление) и аортальным противодействием, так и с производительностью насоса. То есть мы имеем дело с системой связанных параметров, отражающих как текущее состояние ЛЖ и аортального резервуара, так и собственно насосные характеристики. Поэтому для поддержания постоянства расхода в условиях изменения давлений на входе и выходе необходимо изменять скорость вращения рабочего колеса [5, 4].

Таким образом, при подключении РН в обход ЛЖ, который в общем случае управляется комплексом гетерометрических и гомеометрических механизмов, создается новая ситуация, поскольку насос меняет условия реализации этих механизмов, непрерывно забирая кровь из желудочка и нагнетая ее в систему кровообращения.

При такой схеме, если кровь забирается насосом со скоростью большей скорости притока в ЛЖ, то это может привести к коллапсу ослабленного ЛЖ, повреждению миокарда в зоне входной канюли [6] и к ограничению сердечного выброса.

В то же время нижняя граница скорости насоса определяется, с одной стороны, требованиями поддержания адекватной перфузии, а с другой – возможной регургитацией крови через насос из аорты в ЛЖ, учитывая, что в таких насосах, как правило, отсутствуют клапаны.

В конечном итоге проблема выбора скорости вращения насоса должна быть ограничена верхним и нижним пределами критических режимов.

На основании вышеуказанных положений было проведено исследование взаимодействия «ЛЖ – РН» на гидродинамическом стенде при имитации условий сердечной недостаточности ( $n = 6$ ).

## МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ НА ИМИТАТОРЕ БОЛЬШОГО КРУГА КРОВООБРАЩЕНИЯ

Для проведения данных исследований был разработан имитатор большого круга кровообращения (рис. 2), состоящий из венозной и артериальной емкостей, периферического сопротивления, искусственного желудочка сердца (ИЖС), привода ИЖС. В качестве ИЖС использовался пульсирующий насос, разработанный в нашем институте, модифици-

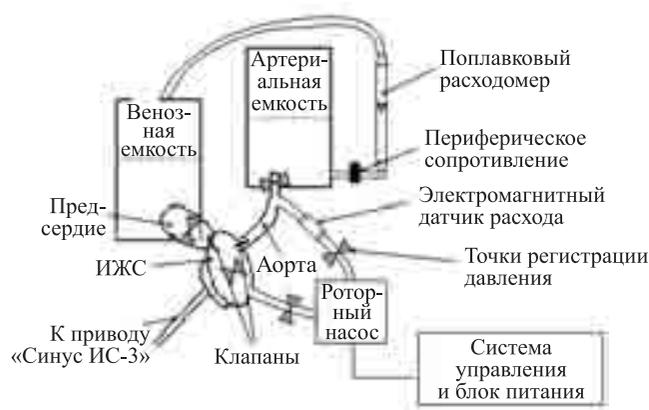


Рис. 2. Схема гидродинамического имитатора большого круга кровообращения

рованный специальным образом для подключения РН по схеме «левый желудочек – аорта». В качестве системы управления ИЖС использовался «Синус ИС-3» в комплекте с пневмостанцией.

Производительность совместной работы РН и ИЖС контролировалась по проточному расходомеру Krohne, Германия. Производительность РН регистрировалась электромагнитным датчиком расхода системы MF-50 фирмы Nihon Kohden, Япония. Для регистрации давления устанавливались датчики давления в манжете предсердия, камере желудочка, аортальном канале, входной и выходной магистралях РН. Регистрация давления велась с помощью датчиков давления Deltran на измерительном комплексе ВРМ02 СуQ 103/302 фирмы CyberSense, США. Кривые давления записывались на персональный компьютер с помощью аналого-цифрового преобразователя Е14-140 фирмы L-Card, Россия.

В качестве рабочей жидкости использовалась вода. Входное давление устанавливалось столбом жидкости венозного резервуара, а выходная нагрузка – избыточным давлением в артериальном резервуаре, создаваемым при помощи периферического сопротивления.

На рис. 3 представлена фотография стенда для исследования взаимодействия РН с ИЖС.

На стенде были смоделированы режимы ИЖС в норме и при сердечной недостаточности.

Для получения значений гемодинамики в норме устанавливались следующие параметры привода:

- частота сердечных сокращений  $F = 90$  уд./мин;
- соотношение систола/диастола = 1:2 (33%);
- пневматическое давление нагнетания  $P_c = 150$  мм рт. ст., пневматическое давление заполнения  $P_d = -5$  мм рт. ст.

Пневматические давления нагнетания и заполнения определяли сдвиги рабочей диафрагмы ИЖС и, соответственно, ударный выброс и создаваемое давление в камере желудочка (Ржел). При моделировании режимов нормы и сердечной недостаточ-

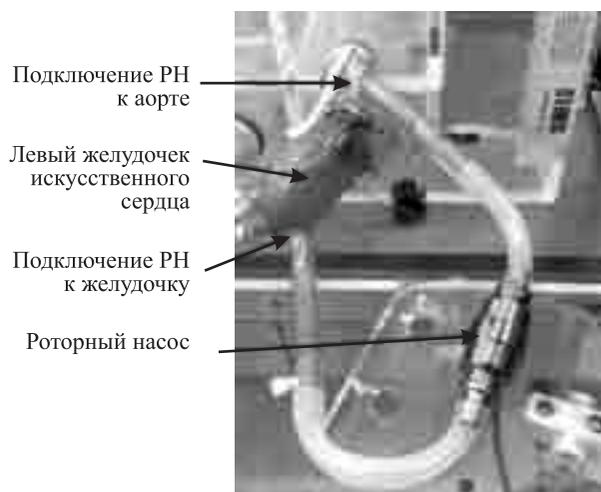


Рис. 3. Стенд для исследования взаимодействия РН с моделью естественного сердца *in vitro*

ности регистрировалась кривая Ржел в пневмокамере желудочка, амплитуда которой определяется систолическим давлением  $P_c$ , а диастолическое давление – давлением в предсердии и разрежением всасывания (Рд).

На гидродинамическом стенде предсердную емкость наполняли до уровня, соответствующего давлению в предсердии  $P_{пред} = 12$  мм рт. ст. (соответствует высоте столба жидкости в пересчете на мм рт. ст.: 1 мм рт. ст. = 13,6 мм вод. ст.). Повышенное по сравнению с нормой давление  $P_{пред}$  обуславливалось необходимостью компенсировать сопротивление искусственных клапанов ИЖС при его наполнении.

В режиме «норма» устанавливался максимально возможный расход ( $Q_{max}$ ) при поддержании давления артериального контура ( $P_{aop}$ ) в среднем на уровне  $80 \div 100$  мм рт. ст., регулируя имитатор периферического сопротивления (рис. 2).

ИЖС характеризуется следующими параметрами:

$$\begin{aligned} \text{объем заполнения (V}_{зап}) &= 120 \text{ мл,} \\ \text{объем ударный (V}_{уд}) &= 80 \text{ мл,} \\ \text{объем остаточный (V}_{ост}) &= V_{зап} - V_{уд}; \\ Q_{max} &= V_{уд} \cdot F - Q_{пер.} \end{aligned}$$

где  $Q_{пер.}$  – обратный поток через искусственные клапаны ИЖС, определяемый как произведение величины регургитации за удар на частоту сокращений на число клапанов и равный  $1,5 \pm 0,1$  л/мин.

Во время исследований при работающей системе после их стабилизации регистрировались следующие переменные: значения среднего расхода  $4,9 \pm 0,1$  л/мин, пульсовое давление в аортальной магистрали  $(118/70) \pm 3$  мм рт. ст., среднее  $96 \pm 2$  мм рт. ст., среднее давление в предсердии  $12 \pm 1$  мм рт. ст., давление в пневмокамере желудочка  $(145/8) \pm 3$  мм рт. ст.

**РЕЗУЛЬТАТЫ**

На рис. 4 в качестве примера представлена запись артериального, предсердного давлений и давления в желудочке (режим «норма») на имитаторе кровообращения.

Отрицательные пики артериального давления в конце каждого цикла можно объяснить близким расположением катетера к выходному клапану ИЖС.

Для данного режима заданные параметры системы управления следующие:  $F = 90$  уд./мин,  $\tau_c = 33\%$ ,  $P_c = 150$  мм рт. ст.,  $P_d = -5$  мм рт. ст. и контура:  $R_{пред} = 12 \pm 0,6$  мм рт. ст.,  $R_{аор} = (118/70) \pm 3$  мм рт. ст.,  $R_{жел} = (145/8) \pm 3$  мм рт. ст.,  $Q = 4,9 \pm 0,1$  л/мин.

Режим сердечной недостаточности (СН) моделировали снижением насосного выброса ИЖС за счет снижения пневматического давления в фазе систолы  $P_c$  до  $P_c = 80$  мм рт. ст. при прочих постоянных параметрах.

Визуально режим недостаточности наблюдали в виде неполного хода рабочей диафрагмы. При этом средние значения переменных были следующими:  $Q = 3,3 \pm 0,1$  л/мин,  $R_{аор} = (78/44) \pm 5$  мм рт. ст.,  $R_{пред} = 13 \pm 0,5$  мм рт. ст.,  $R_{жел} = (75/10) \pm 2$  мм рт. ст.

На рис. 5 представлена запись артериального, предсердного давлений и давления в желудочке (режим «СН»), а в табл. 1 обобщены основные переменные, полученные в двух исследуемых режимах.

Для моделирования взаимодействия РН с ИЖС при СН в обход ИЖС подключался РН. При этом, дискретно увеличивая скорость насоса, оценивались: вклад РН в суммарную производительность ИЖС и насоса, изменения пульсовых и средних значений давления в аорте. В этом режиме устанавливались следующие параметры ИЖС:  $F = 90$  уд./мин,  $\tau_c = 33\%$ ,  $P_c = 80$  мм рт. ст. и  $P_d = -5$  мм рт. ст.

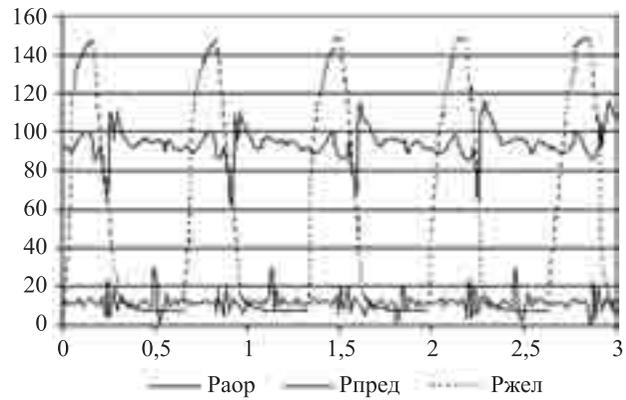


Рис. 4. Динамика параметров, полученных на гидродинамическом стенде (режим «норма»)

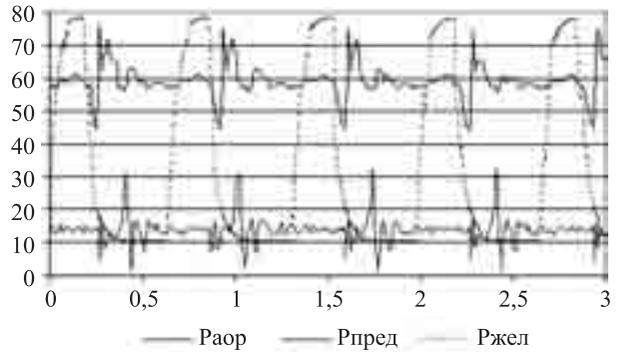


Рис. 5. Динамика параметров, полученных на гидродинамическом стенде (режим «СН»)

Полученные данные при параллельной работе ИЖС и РН в разных режимах приведены в табл. 2. Кривые давления и расхода, иллюстрирующие данные таблицы, изображены на рис. 6–9.

Таблица 1

**Основные переменные в режимах «норма» и СН**

Режимы	F, уд./мин	P <sub>c</sub> , мм рт. ст.	P <sub>d</sub> , мм рт. ст.	τ <sub>c</sub> , %	Q, л/мин	P <sub>аорт</sub> , мм рт. ст.		P <sub>жел</sub> , мм рт. ст.	P <sub>пред</sub> <sub>ср</sub> , мм рт. ст.
						P <sub>max</sub> /P <sub>min</sub>	P <sub>ср</sub>		
Норма	90*	150*	-5*	33*	4,9 ± 0,1	(118/70) ± 3	96 ± 2	(145/8) ± 3	12 ± 0,6
СН	90*	80*	-5*	33*	3,3 ± 0,1	(78/44) ± 5	60 ± 4	(75/10) ± 2	13 ± 0,5

Примечание. \* – отклонение определяется погрешностью измерения приборов.

Таблица 2

**Результаты параллельной работы ИЖС и РН**

n, об./мин	Q, л/мин	Q <sub>РН</sub> , л/мин	P <sub>аор</sub> , мм рт. ст.		P <sub>пред</sub> <sub>ср</sub> , мм рт. ст.	P <sub>РН</sub> , мм рт. ст.		
			P <sub>max</sub> /P <sub>min</sub>	P <sub>ср</sub>		P <sub>ВХ</sub> <sub>ср</sub>	P <sub>ВЫХ</sub> <sub>ср</sub>	P <sub>ВЫХ</sub> <sub>ср</sub> - P <sub>ВХ</sub> <sub>ср</sub>
0	3 ± 0,15	-1,6 ± 0,08	(72/43) ± 3	56 ± 2	13 ± 0,5	46 ± 2	57 ± 3	11 ± 2
2000 ± 50	3,3 ± 0,1	0,2 ± 0,09	(79/40) ± 4	62 ± 2	13 ± 0,4	40 ± 1	63 ± 2	23 ± 2
3000 ± 50	3,4 ± 0,17	0,5 ± 0,06	(77/43) ± 2	62 ± 2	13 ± 0,4	37 ± 2	63 ± 3	26 ± 2
4000 ± 50	3,5 ± 0,22	0,8 ± 0,08	(76/43) ± 3	62 ± 2	13 ± 0,5	30 ± 2	63 ± 2	33 ± 2
5200 ± 50	3,7 ± 0,21	1,7 ± 0,1	(77/45) ± 4	64 ± 2	12 ± 0,5	25 ± 1	66 ± 1	41 ± 2
6500 ± 50	3,8 ± 0,25	3,7 ± 0,1	(85/60) ± 2	72 ± 2	12 ± 0,5	17 ± 1	76 ± 1	59 ± 2
7300 ± 50	4,2 ± 0,18	4,2 ± 0,2	(88/74) ± 3	81 ± 2	12 ± 0,5	16 ± 1	84 ± 1	68 ± 2

На рис. 6 представлена динамика изменения параметров системы при неработающем РН ( $n = 0$ ). Данный режим интересен тем, что воспроизводятся условия критического режима, например при поломках насоса. При этом можно наблюдать об-

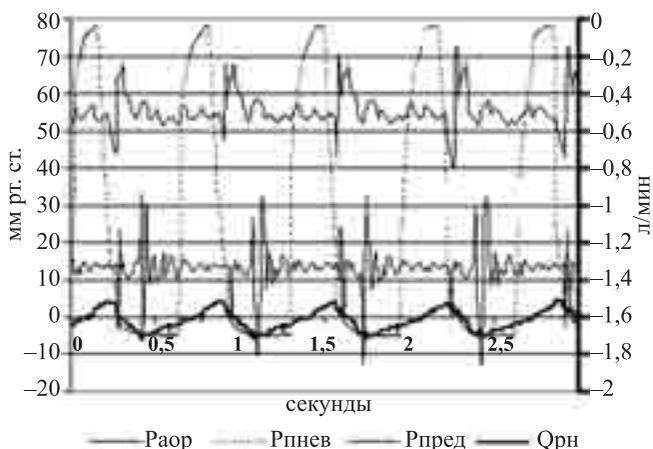


Рис. 6. Динамика параметров системы при параллельном включении ИЖС и РН ( $n = 0$  об./мин,  $Q_{рн} = -1,6 \pm 0,08$  л/мин,  $Q = 3 \pm 0,15$  л/мин)

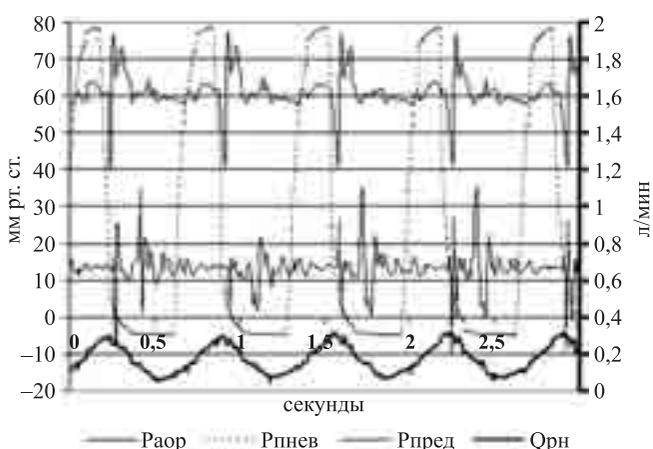


Рис. 7. Динамика параметров, полученных на гидродинамическом стенде при параллельном включении ИЖС и РН ( $n = 2000$  об./мин,  $Q_{рн} = 0,2 \pm 0,09$  л/мин,  $Q = 3,3 \pm 0,1$  л/мин).

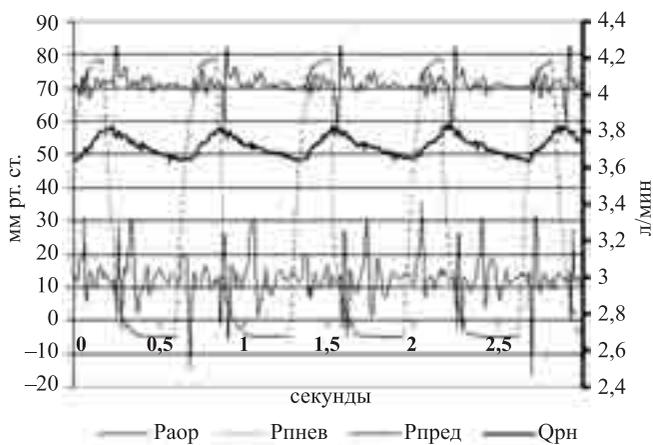


Рис. 8. Динамика параметров системы при параллельном включении ИЖС и РН ( $n = 6500 \pm 50$  об./мин,  $Q_{рн} = 3,7 \pm 0,1$  л/мин,  $Q = 3,8 \pm 0,25$  л/мин)

ратный поток через насос  $-1,6 \pm 0,08$  л/мин, обусловленный положительной разницей давлений в аорте и ИЖС в фазу диастолы. Общий кровоток в этом режиме уменьшался, но незначительно – с  $3,3 \pm 0,1$  до  $3 \pm 0,15$  л/мин, что можно объяснить снижением общего сопротивления выбросу ИЖС и его более полному наполнению за счет регургитационного потока. В этом режиме среднее аортальное давление снижается с  $60 \pm 4$  до  $56 \pm 2$  мм рт. ст.

При увеличении скорости вращения импеллера  $n = 2000 \pm 50$  об./мин (рис. 7) отрицательный поток через насос переходит в положительный, что свидетельствует о том, что давление на выходе насоса превышает артериальное давление. Как видно, при выходе на пусковой режим  $n = 2000$  об./мин аортальное давление возвращается к уровню  $62 \pm 2$  мм рт. ст.

Кривые расхода и давлений, полученные при дальнейшем дискретном увеличении скорости вращения импеллера, показаны на рис. 8–9.

С увеличением скорости вращения импеллера до значения  $6500 \pm 50$  об./мин (рис. 8) отмечался рост средних значений аортального давления ( $72 \pm 2$  мм рт. ст.), и практически весь суммарный выброс определялся РН ( $Q_{рн} = 3,7 \pm 0,1$  л/мин при общем  $Q = 3,8 \pm 0,25$  л/мин). Отмечалось снижение амплитуды пульсового давления до  $(85/60) \pm 2$  по сравнению с пусковым режимом ( $n = 2000 \pm 50$  об./мин), для которого пульсовое давление составляло  $(79/40) \pm 4$ , за счет сглаживания давления постоянным потоком. В этом режиме отмечается значительный эффект от воздействия на систему РН как по потоку, так и по давлению.

На рис. 6–8 видно, что в условиях подключения РН по схеме «желудочек–аорта» при пульсирующем давлении на входе расход насоса также будет пульсирующим.

Дальнейшее увеличение скорости вращения импеллера до  $7300 \pm 50$  об./мин (рис. 9) приводит

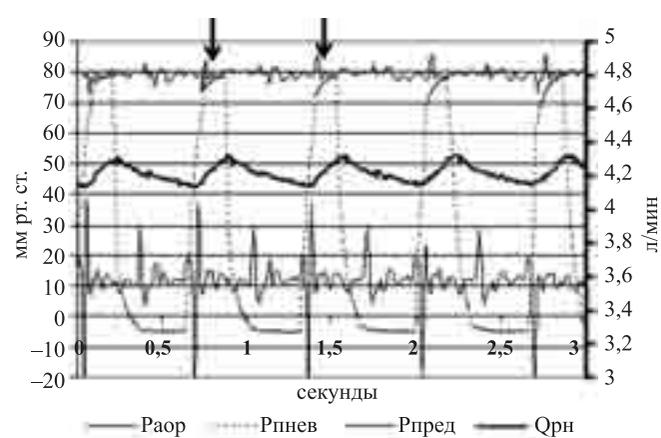


Рис. 9. Динамика параметров системы при параллельном включении ИЖС и РН ( $n = 7300 \pm 50$  об./мин,  $Q_{рн} = 4,2 \pm 0,2$  л/мин,  $Q = 4,2 \pm 0,18$  л/мин)

к режиму полного закрытия аортального клапана (моделирование СН при полном обходе левого желудочка). Незначительные пульсации аортального давления –  $(88/74) \pm 3$  мм рт. ст. – можно отнести к дребезгу искусственных клапанов в жестком корпусе ИЖС, не позволяющем демпфировать пульсации в начале фазы изгнания, что хорошо видно на рис. 9 (показано стрелками). Среднее значение аортального давления выросло до  $81 \pm 2$  мм рт. ст. В этом режиме общий выброс полностью обеспечивался за счет производительности РН и составлял  $4,2 \pm 0,18$  л/мин.

Интересным наблюдением практически на всех режимах работы РН является то, что форма кривой перепада давления на РН (рис. 10) имеет пульсирующий характер. При этом пульсовая волна кривой перепада давления находится в противофазе с волной систолического давления: возрастает в диастолу и уменьшается в систолу, что отражается на потоке, который соответственно нарастает в систолу и снижается в диастолу. Степень влияния пульсового перепада давления на пульсовый расход определяется наклоном расходно-напорных характеристик насоса [2].

Одним из наиболее критичных режимов при параллельной работе ЛЖ и РН является расход насоса, при котором развивается отрицательное давление в ЛЖ. Для моделирования такого режима

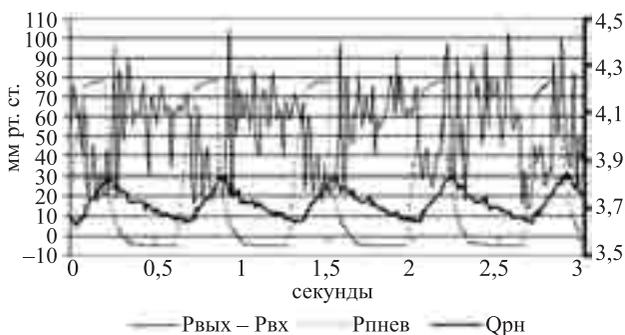


Рис. 10. Динамика перепада давления и расхода РН при пульсирующем потоке на входе насоса

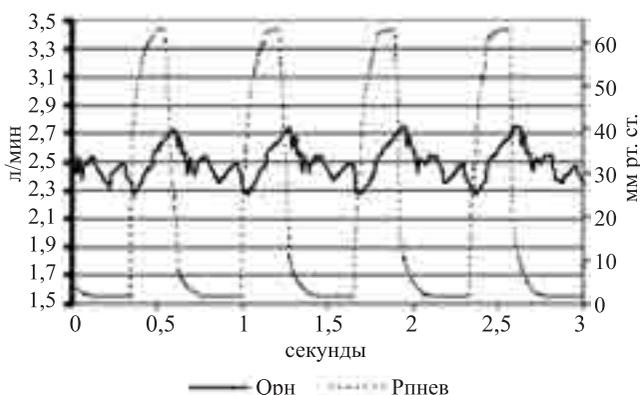


Рис. 11. Кривая расхода при моделировании режима присасывания

скорость РН была увеличена  $n > 8500 \pm 50$  об./мин (рис. 11).

Как видно, режим развития отрицательного давления приводит к неустойчивой работе РН, возникновению в этом режиме пульсаций расхода насоса в фазу диастолы ИЖС. При этом в результате средний расход насоса падает. Поэтому помимо эффекта присасывания, который может повредить структуры ЛЖ на входе насоса, режим «сверхоборотов» приводит к неустойчивой работе насоса и снижению его производительности.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Физическое моделирование взаимодействия РН с ИЖС с использованием имитатора системы кровообращения позволило определить два граничных режима работы насоса: режим низких оборотов и режим сверхоборотов. В режиме низких оборотов имеется большая вероятность при определенных условиях получить обратный поток через насос из аорты в ЛЖ. Режим сверхоборотов может привести к развитию отрицательного давления в желудочке и снижению выброса за счет несоответствия притока оттоку через насос.

Как показали данные исследования, при включении РН по схеме «ЛЖ – аорта» в диапазоне скоростей от 5200 до 7100 об./мин отмечается положительный эффект как по потоку, так и по давлению при работающем аортальном клапане. Интересным является наблюдение, что при пульсирующем давлении на входе насоса его расход также будет пульсирующим. Это является достаточно сильным аргументом, подтверждающим, что фактически неппульсирующие РН в условиях подключения по схеме «ЛЖ – аорта» воспроизводят на самом деле пульсирующий поток.

Проведенные исследования подтверждают необходимость контроля скорости вращения импеллера в диапазоне изменения сократимости миокарда от патологии к норме.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Иткин Г.П.* Устройства для вспомогательного кровообращения: прошлое, настоящее и будущее неппульсирующих насосов // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2009. № 3. С. 81–87.
2. *Коньшева Е.Г., Кудинов В.Л., Иткин Г.П.* Методика снятия расходно-напорных и энергетических характеристик имплантируемых осевых насосов // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН «Сердечно-сосудистые заболевания»: Приложение. 2009. Том 10. № 3. С. 110.
3. *Шумаков Д.В., Шемакин С.Ю., Козлов И.А. и др.* Первый в Российской Федерации опыт применения в клинике имплантируемого осевого насоса INCOR

- для левожелудочкового обхода // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2007. № 1. С. 19–27.
4. *Amin D.V., Antaki J.F., Litwak P. et. al.* Controller for an axial-flow blood pump // *Biomed. Instrum. Technol.* 1997. Sep-Oct. Vol. 31 (5). P. 483–487.
  5. *Konishi H., Antaki J.F., Amin D.V. et. al.* Controller for an axial flow blood pump // *Artif. Organs.* 1996. Jun. Vol. 20. P. 618–620.
  6. *Vollkron M., Schima H., Huber L. et. al.* Development of a suction detection system for axial blood pumps // *Artif. Organs.* 2004. Vol. 28. P. 709–716.