

DOI: 10.15825/1995-1191-2026-1-227-234

ИССЛЕДОВАНИЕ РАСХОДНО-НАПОРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ОСЕВОГО НАСОСА В УСЛОВИЯХ ПОВЫШЕННОГО ДАВЛЕНИЯ

М.С. Носов³, В.М. Захаревич^{1, 2}, Т.А. Халилулин^{1, 2}, О.А. Поздняков^{1, 2}, А.С. Бучнев¹

¹ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России, Москва, Российская Федерация

² ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет), Москва, Российская Федерация

³ ФГАОУ ВО «Московский физико-технический институт (Национальный исследовательский университет)», Москва, Российская Федерация

Цель работы: провести исследование гидравлических характеристик осевого насоса в условиях, когда внешнее противодействие на выходе превышает напор, который насос в состоянии создать и определить расходно-напорные характеристики для такой ситуации. **Материалы и методы.** Для эксперимента был разработан и собран гидравлический стенд, способный развить противодействие на выходе насоса до 200 мм рт. ст. Измерения проводились для осевого насоса крови «Стрим Кардио» (Россия). Проведены серии экспериментов для различных скоростей вращения в интервале от 7500 до 10 000 об/мин. При этом начальное избыточное давление составляло 85, 100 и 120 мм рт. ст. **Результаты.** Полученные данные в ходе проведенных испытаний на гидравлическом стенде позволяют получить суммарную расходно-напорную характеристику с учетом зоны обратного потока, которая находится в отрицательном диапазоне расхода осевого насоса. При потоке через насос, равном 0 л/мин, перепад давления на насосе составляет 85 мм рт. ст., для перепада давления в 100 мм рт. ст. расход составляет –2,5 л/мин, а для давления в 120 мм рт. ст. –5 л/мин. Полученные расходно-напорные характеристики для зоны отрицательных значений расхода являются непрерывным продолжением характеристик насоса, сохраняя угол наклона и характер, близкий к линейному.

Ключевые слова: сердечная недостаточность, система вспомогательного кровообращения, расход насоса, напор насоса, осевой насос, обратный поток.

STUDY OF THE HEAD-CAPACITY CURVES OF AN AXIAL PUMP UNDER HIGH BACK-PRESSURE CONDITIONS

M.S. Nosov³, V.M. Zakharevich^{1, 2}, T.A. Khalilulin^{1, 2}, O.A. Pozdnyakov^{1, 2}, A.S. Buchnev¹

¹ Shumakov National Medical Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow, Russian Federation

² Sechenov University, Moscow, Russian Federation

³ Moscow Institute of Physics and Technology, Moscow, Russian Federation

Objective: to study the hydraulic characteristics of an axial pump under conditions where the external back pressure at the outlet exceeds the maximum pressure generated by the pump, and to determine the corresponding head-capacity curves (HCC) in this operating mode. **Materials and methods.** A hydraulic test bench was designed and assembled for the experiments, capable of generating outlet back pressure up to 200 mmHg. Measurements were performed using axial blood pump Stream Cardio (Russia). A series of tests was conducted at rotational speeds ranging from 7,500 to 10,000 rpm. Initial excess pressures of 85, 100, and 120 mmHg were applied. **Results.** The experimental data obtained on the hydraulic test bench made it possible to determine the complete HCC of the axial pump, including the reverse-flow region corresponding to negative flow rates. At a flow rate of 0 L/min, the pressure drop across the pump was 85 mmHg. At a pressure drop of 100 mmHg, the flow rate reached –2.5 L/min,

Для корреспонденции: Носов Михаил Сергеевич. Адрес: 141701, Московская область, Долгопрудный, Институтский переулок, д. 9.

Тел. (903) 265-92-50. E-mail: nosovmi@yandex.ru

Corresponding author: Mikhail Nosov. Address: 9, Institutskiy pereulok, Dolgoprudny, Moscow, 141701, Russian Federation.

Phone: (903) 265-92-50. E-mail: nosovmi@yandex.ru

and at 120 mmHg it reached –5 L/min. The HCC in the negative flow range represents a continuous extension of the pump characteristic curve, preserving a similar slope and exhibiting an approximately linear behavior.

Keywords: heart failure, mechanical circulatory support, pump flow rate, pump pressure, axial pump, reverse flow.

ВВЕДЕНИЕ

Имплантируемые системы вспомогательного кровообращения в настоящее время получили широкое распространение в мировой клинической практике для лечения терминальной стадии хронической сердечной недостаточности, являясь важным этапом перед пересадкой сердца или альтернативой трансплантации при наличии значимых противопоказаний [1]. На текущий момент в мире существует несколько коммерческих систем, широко используемых в медицинской практике. Наиболее распространенными в мировой практике являются системы HeartMate III, HeartMate II (Thoratec Corp, США), HeartWare (Medtronic, США) [2].

В настоящее время стало актуальным создание устройств, технические характеристики которых позволяют максимально долго использовать механическую поддержку кровообращения, при этом обеспечивают высокие показатели качества жизни пациентов. Важной технической характеристикой устройств механической поддержки кровообращения является расходно-напорная характеристика (РНХ),

которая определяет зависимость перепада давления, создаваемого устройством, в зависимости от расхода. Основным фактором, определяющим характер РНХ, является конструкция проточной части системы нагнетания. Например, на рис. 1 приведены расходно-напорные характеристики насосов осевого типа HeartMate II, и центробежного типа HeartMate III в зоне характерного рабочего диапазона [3]. Для осевого насоса характерна более пологая зависимость, которую можно описать в виде гиперболической функции. В то же время для насоса центробежного типа, представителем которого является устройство HeartMate III, характерна логарифмическая зависимость ($y = \log_a x, 0 < a < 1$). Анализ представленных характеристик показывает, что при одинаковом расходе, равном 3 л/мин, HeartMate II способен создать перепад давления около 70 мм рт. ст., а насос HeartMate III – примерно 85 мм рт. ст. Таким образом, при одинаковом значении расхода системы имеют различный перепад давления, следовательно, различное давление на выходе насоса, что и определяет различное влияние насосов на гемодинамику в указанном диапазоне. В оранжевой зоне (рис. 1) наблюдается выравнивание значений для обоих насосов. При расходе около 5 л/мин обе системы способны обеспечить перепад давления порядка 60 мм рт. ст. В данной точке влияние насосов на гемодинамику одинаковое. Таким образом, пульсация давления в аорте, возникающая в процессе сокращения миокарда в фазу систолы, параллельно с подключенным насосом центробежного типа HeartMate III оказывают меньшее влияние на объемный расход крови, в отличие от системы HeartMate II.

На рис. 2 представлены РНХ осевого насоса левого желудочка (НЛЖ) сердца, входящего в медицинское изделие «Комплекс универсальный для механической поддержки насосной функции левого и правого желудочков сердца», ООО «Дона-М», Россия. Расходно-напорные характеристики представлены в виде семейства кривых, отражающих зависимость перепада давления, создаваемого НЛЖ, в зависимости от расхода для различных скоростей вращения ротора. В диапазоне скоростей 7500–10 000 об/мин при расходе 5 л/мин насос способен развивать перепад давления от 45 до 85 мм рт. ст. Снижение оборотов вращения ротора ниже 7500 об/мин приводит к снижению развиваемого насосом перепада давления.

В большинстве источников при описании РНХ речь идет, как правило, только о положительном

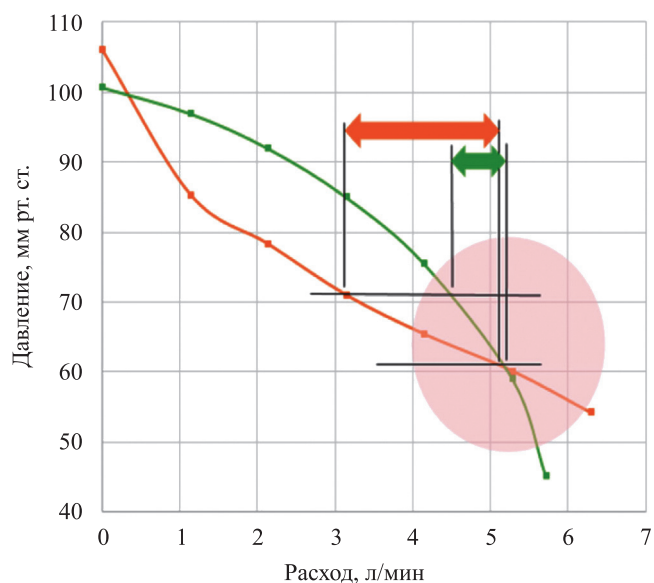


Рис. 1. Расходно-напорные характеристики насосов HeartMate II (9000 об/мин, оранжевая линия, осевой тип) и HeartMate III (5400 об/мин, зеленая линия, центробежный тип). Оранжевый круг показывает характерный рабочий диапазон

Fig. 1. Head-capacity curves of the HeartMate II (9,000 rpm; axial-flow pump, orange line) and HeartMate III (5,400 rpm; centrifugal-flow pump, green line). The orange circle indicates the typical operating range

диапазоне расхода. Однако в реальных условиях в процессе работы насоса может возникнуть обратная ситуация. В условиях пульсирующего потока, создаваемого левым желудочком, может развиваться повышенное давление в аорте, превосходящее перепад давления, создаваемого насосом в данный момент времени. Это явление может приводить к обратному потоку через насос и требовать дополнительной коррекции и изучения.

Известны случаи, когда давление, создаваемое в системном кровотоке, в силу различных причин превышает развиваемое системой вспомогательного кровообращения давление [4–6]. Данная ситуация может быть изменена коррекцией в сторону увеличения оборотов ротора насоса, и как следствие, нор-

мализацией гемодинамики. Например, для насоса НЛЖ при перепаде давления 100 мм рт. ст. для скорости вращения ротора 8500 об/мин, в соответствии с рис. 2, обеспечивается расход около 1 л/мин. При повышении давления выше 100 мм рт. ст. при скорости вращения ротора 8500 об/мин расход крови будет снижаться и может достичь отрицательных значений.

В ряде публикаций описаны случаи, когда снижение оборотов ротора насоса приводит к возникновению обратного потока крови через насос [7–10]. Ультразвуковое исследование данной ситуации для насоса HeartMate II выявило два спектра рис. 3. При каждом сердечном ударе возникает положительный спектр в фазу систолы и отрицательный спектр в

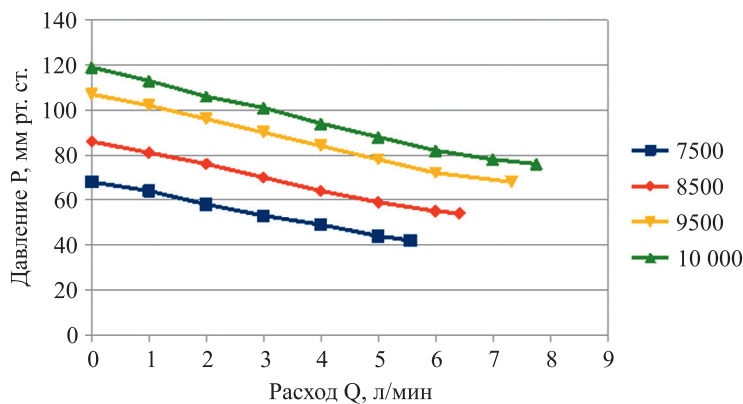


Рис. 2. РНХ осевого НЛЖ при различных оборотах ротора в рабочем диапазоне от 7500 до 10 000 об/мин. Ярво выражена пологая линейная зависимость для всех режимов работы, что характеризует высокую чувствительность расхода крови через насос к колебаниям давления в аорте

Fig. 2. Head-capacity curves of an axial pump at rotor speeds ranging from 7,500 to 10,000 rpm. A pronounced, nearly linear plateau is observed across all operating modes, indicating high sensitivity of pump blood flow to pressure fluctuations in the aorta

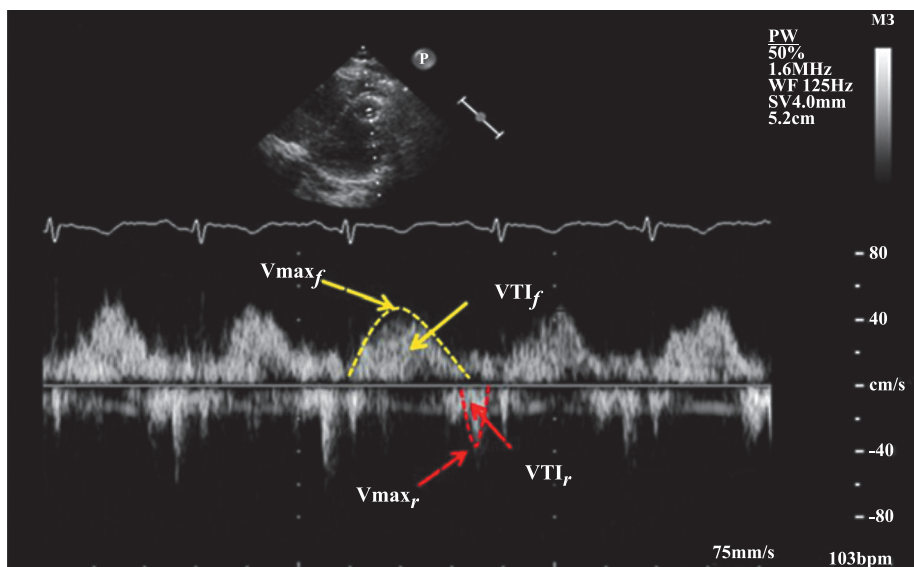


Рис. 3. Спектры сигналов для положительного потока (желтый) и для отрицательного потока (красный)

Fig. 3. Signal spectra for positive flow (yellow) and negative flow (red) regimes of the axial pump

момент снижения давления в левом желудочке в фазу диастолы [11].

В условиях нормальной работы сердца, в начале фазы диастолы, давление крови в аорте достигает высоких значений. При этом давление крови внутри левого желудочка остается низким, что обеспечивает наполнение желудочка. Аортальный клапан является препятствием для перетекания крови из аорты в левый желудочек. При использовании вспомогательного кровообращения создается альтернативный путь для потока крови из левого желудочка в аорту и обратно. Аналогично функции левого желудочка механическая система нагнетания создает поток крови в прямом направлении из левого желудочка в аорту. Однако в системе механической поддержки отсутствует клапанный механизм, что может привести к течению крови в обратном направлении из аорты в левый желудочек.

Поскольку насос работает параллельно с сердцем, в фазу диастолы может создаваться естественное давление между аортой и полостью желудочка, превышающее максимально возможное значение давления, которое может создать насос. Функция аортального клапана в условиях работы системы механической поддержки обеспечивается регулировкой режимов работы насоса. Необходимо обеспечить оптимальное давление на выходе насоса, которое соответствует положительному потоку крови при заданном расходе. Достижение необходимых показателей обеспечивается регулировкой скорости вращения ротора. Предельные значения давления и расхода при различных оборотах вращения ротора можно определить из его РНХ или посредством мониторинга системы управления насосом. Явление обратного потока является комплексной задачей, решение которой связано не только с оптимизацией работы системы механической поддержки, но и применяемыми методами лече-

ния пациента, направленными на стабилизацию системного давления медикаментозными средствами.

Целью настоящего исследования является оценка функционирования осевого насоса в условиях, когда системное давление выше давления, создаваемого на выходе насоса, определение параметров РНХ, при которых возникает вероятность формирования обратного потока, и разработка рекомендаций для оптимизации оборотов вращения ротора насоса.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для исследования параметров работы насоса при высоком противодавлении на выходе был разработан испытательный стенд (рис. 4).

Используются две емкости (бак 1 и бак 2), соединенные магистралью из гибкой трубки диаметром 1/2 дюйма. В разрыв магистрали установлен исследуемый осевой насос крови (насос). Направление положительного потока при работе насоса указано на рисунке стрелкой. На магистраль установлен блок из двух ультразвуковых датчиков расхода (на схеме показаны как расходомер) (SONOFLOW CO.55/160, Германия). Поскольку каждый датчик измеряет расход в магистрали только в одном направлении, для измерения положительных и отрицательных значений расхода датчики объединены в блок и подключены во встречном направлении. Перепад давления на входе и выходе насоса измеряется при помощи дифференциального датчика давления (Motorola MPX5050, Япония). Бак 1 имеет встроенный ручной пневматический насос и герметичную конструкцию, что позволяет обеспечить необходимое избыточное давление жидкости в резервуаре. Давление жидкости контролируется посредством измерения давления воздуха над поверхностью при помощи механического стрелочного манометра. Показания датчиков расхода, датчика давления, а также усредненного тока

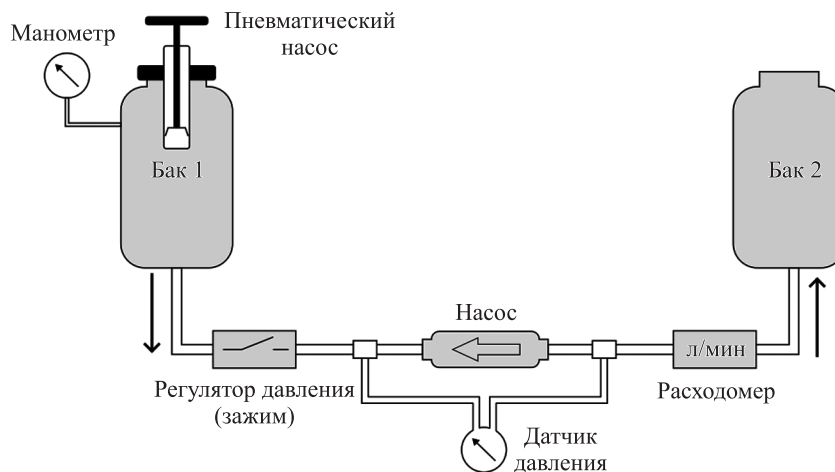


Рис. 4. Схема испытательного стенда

Fig. 4. Schematic diagram of the hydraulic test bench

обмоток ротора (являющегося функцией момента, развиваемого ротором), усредненного значения оборотов ротора и показатели общего тока насоса системы нагнетания при помощи модуля аналого-цифрового преобразователя (модуль E14-140 производства компании LCARD) записываются в текстовый файл на персональный компьютер (ПК) с частотой 20 Гц для дальнейшей обработки и анализа с применением специализированного программного обеспечения.

Герметичный бак 1 заполняется дистиллированной водой в объеме 10 л из расчета полного заполнения системы и удаления воздуха из магистрали. Заполненные водой магистрали и осевой насос с помощью регулятора давления (Регулятор давления) на выходе насоса полностью перекрываются. При помощи ручного пневматического насоса создается начальное избыточное давление внутри бака 1. Осевой насос запускался на оборотах, заданных с помощью блока управления. При достижении необходимого начального давления в баке 1 регулятор давления полностью открывается и начинается поток жидкости из бака 1 в бак 2 через насос до момента установления равновесия, когда значение потока становится равным нулю. При этом насос работает с перепадом давления, соответствующим номинальным значениям гидравлической машины. Результаты эксперимента фиксировались в текстовом файле на ПК, которые в дальнейшем обрабатывались при помощи специализированного программного обеспечения.

Были проведены серии экспериментов для скоростей вращения от 7500 до 10 000 об/мин. При этом начальное избыточное давление составляло от 85 до 200 мм рт. ст.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Характерная зависимость обратного расхода Q (л/мин) и избыточного противодавления P (мм рт. ст.) при скорости вращения ротора 8500 об/мин от времени представлена на рис. 5.

На рисунке можно выделить 4 фазы.

1. Фаза 1 (0–25 с). Равновесие перед началом эксперимента, когда магистраль перекрыта, расход равен нулю, при этом перепад давления на насосе составляет 85 мм рт. ст., что полностью соответствует значениям РНХ насоса при скорости вращения ротора 8500 об/мин (рис. 2).
2. Фаза 2 (25–26 с). Переходный процесс при открытии магистрали. Давление на выходе насоса резко возрастает, при этом обратный расход резко увеличивается по причине высокого противодавления. Значение обратного расхода находится в диапазоне отрицательных значений, что обозначает наличие обратного потока. На вход насоса поступает жидкость из бака 1, где предварительно было создано повышенное давление (200 мм рт. ст.), что значительно превышает перепад давления 85 мм рт. ст. в соответствии с РНХ для насоса, работающего при скорости вращения ротора 8500 об/мин. Жидкость поступает через насос из области с высоким давлением (бак 1) в область с низким давлением (бак 2).
3. Фаза 3 (26–35 с). Процесс устойчивого обратного течения жидкости. Данная фаза характеризует явление обратного потока при постоянных параметрах работы системы: давление, расход, что соответствует целям эксперимента. Давление

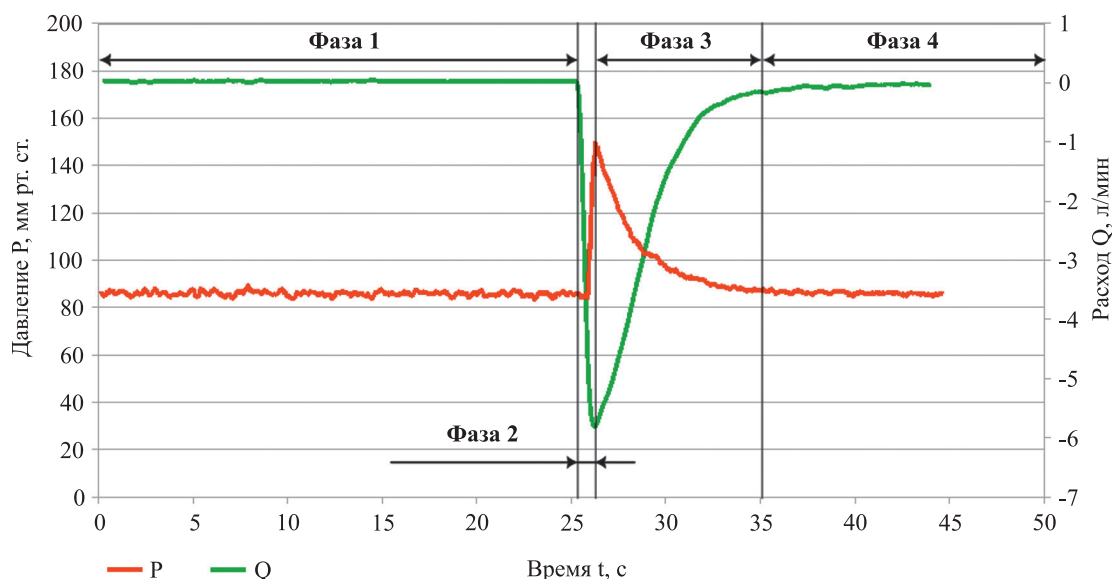


Рис. 5. Данные зависимости обратного расхода через насос при избыточном противодавлении (8500 об/мин, начальное давление 200 мм рт. ст.) после математической обработки

Fig. 5. Reverse flow rate through the axial pump under excess back pressure (rotational speed 8,500 rpm; initial back pressure 200 mmHg) after mathematical processing

жидкости в баке 1 постепенно снижается из-за падения уровня жидкости, и соответственно, снижения давления воздуха.

Таблица

Значения обратного потока при различных скоростях вращения ротора насоса

Reverse flow values at different pump rotor speeds

Обороты ротора насоса (об/мин)	Перепад давления P (мм рт. ст.)	Расход Q (л/мин)
7500	100	-5
7500	90	-4
7500	80	-3
7500	75	-2
7500	70	-1
7500	65	-0,1
8000	110	-5
8000	95	-4
8000	90	-3
8000	85	-2
8000	81	-1
8000	75	-0,1
9000	127	-5
9000	116	-4
9000	112	-3
9000	106	-2
9000	104	-1
9000	97	-0,1
10 000	150	-5
10 000	140	-4
10 000	136	-3
10 000	132	-2
10 000	124	-1
10 000	121	-0,1

4. Фаза 4 (после 35 с). При снижении давления жидкости в резервуаре до 85 мм рт. ст. обратный поток прекращается. В данной фазе насос развивает расчетное значение перепада давления 85 мм рт. ст. для скорости вращения 8500 об/мин, в соответствии с РНХ. При этом поток жидкости в прямом и обратном направлении не происходит, т. е. расход равен нулю. При этих параметрах работа насоса имитирует функцию закрытого аортального клапана при системном давлении 85 мм рт. ст. В этой ситуации снижение системного давления приведет к нагнетанию крови в аорту, а увеличение – к возникновению обратного потока.

Данные, полученные по результатам исследования (фаза 3), позволяют построить зависимость P(Q) и получить РНХ для зоны отрицательных значений. На рис. 6 представлены значения перепада давления, создаваемого насосом (P) в зависимости от обратного потока (Q) при различных значениях исходного давления (от 85 до 200 мм рт. ст.), создаваемого в резервуаре (бак 1) и постоянной скорости вращения 8500 об/мин.

При потоке через насос, равном 0 л/мин, перепад давления на насосе составляет 85 мм рт. ст., для перепада давления в 100 мм рт. ст. расход составляет -2,5 л/мин, а для давления в 120 мм рт. ст. -5 л/мин. При дальнейшем возрастании обратного потока перепад давления увеличивается линейно. Как видно из графика 6, начальное давление лишь расширяет охватываемый диапазон измерения, при этом близкие к линейному характеру значения РНХ не изменяются.

Полученные данные значений перепада давления и расхода для разных скоростей вращения ротора насоса сведены в таблицу.

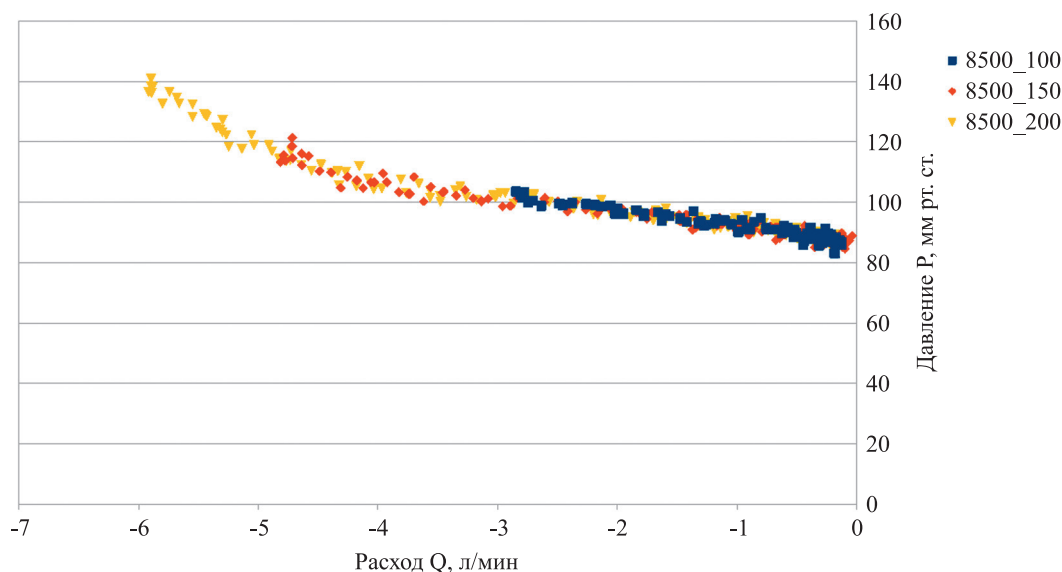


Рис. 6. РНХ при 8500 об/мин и различных значениях исходного давления

Fig. 6. Head-capacity curves at a rotational speed of 8,500 rpm under different initial pressure conditions

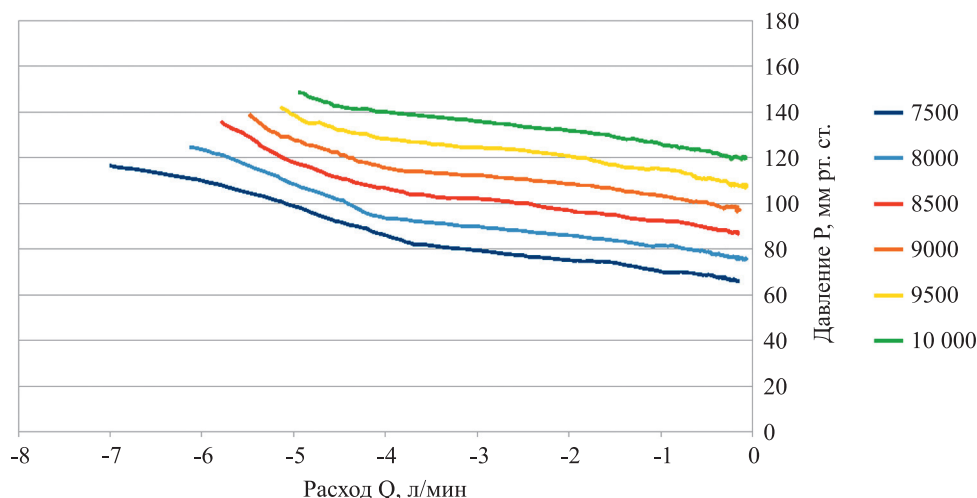


Рис. 7. РНХ насоса в отрицательном диапазоне расхода

Fig. 7. Head-capacity curves in the negative flow range

Итоговые РНХ в зоне обратного потока для всех проведенных экспериментов изображены на рис. 7.

Анализ полученных данных с использованием ранее известных РНХ (рис. 2) позволяет получить суммарную РНХ с учетом зоны обратного потока, которая находится в отрицательном диапазоне расхода.

ОБСУЖДЕНИЕ

В результате проведенных исследований получены РНХ осевого насоса для устройства механической поддержки кровообращения при различных величинах противодавления на выходе для полного диапазона оборотов вращения ротора. Характер кривых для зоны обратного потока совпадает с ранее полученными РНХ. Диапазон отрицательных расходных характеристик ограничивался возможностями применяемого оборудования. В зоне отрицательных потоков сохраняется зависимость от перепада давления, что позволяет при необходимости определять величину обратного потока (л/мин) в зависимости от скорости вращения ротора и величины системного давления. Таким образом, проведенные исследования РНХ имеют практическое применение и являются актуальными для оптимизации параметров механической поддержки кровообращения.

Полученные результаты отрицательных значений для расхода являются непрерывным продолжением РНХ для положительного диапазона (рис. 2), сохраняя угол наклона характеристики. В условиях применения системы вспомогательного кровообращения совместно с работающим сердцем образование обратного потока из аорты в полость левого желудочка в момент диастолы может вызывать снижение эффективности работы системы в целом, с непрогнозируемыми изменениями гемодинамики и развитием осложнений.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Наличие обратного потока с использованием осевого насоса системы механической поддержки кровообращения является, по данным зарубежных авторов, важным фактом, который может приводить к негативным последствиям [4, 7, 10]. Данное наблюдение подтверждается результатами настоящего исследования.

Несмотря на актуальность данной проблематики, обратный поток мало учитывается при оптимизации режимов работы системы вспомогательного кровообращения, в том числе в широко распространенных системах различного типа.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

The authors declare no conflict of interest.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Slaughter MS, Pagani FD, Rogers JG, Miller LW, Sun B, Russell SD et al. Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure. *J Heart Lung Transplant.* 2010 Apr; 29 (4 Suppl): S1–S39.
2. Molina EJ, Shah P, Kiernan MS, Cornwell WK 3rd, Copeland H, Takeda K et al. The Society of Thoracic Surgeons Intermacs 2020 Annual Report. *Ann Thorac Surg.* 2021 Mar; 111 (3): 778–792.
3. Heatley G, Sood P, Goldstein D, Uriel N, Cleveland J, Middlebrook D et al. MOMENTUM 3 Investigators. Clinical trial design and rationale of the Multicenter Study of MagLev Technology in Patients Undergoing Mechanical Circulatory Support Therapy With HeartMate 3 (MOMENTUM 3) investigational device exemption clinical study protocol. *J Heart Lung Transplant.* 2016 Apr; 35 (4): 528–536.

4. Nakata K, Ohtsuka G, Yoshikawa M, Takano T, Glueck J, Fujisawa A et al. A new control method that estimates the backflow in a centrifugal pump. *Artif Organs*. 1999 Jun; 23 (6): 538–541.
5. Rungsirigulnan C, Laohasurayodhin R, Tuanthammaruk T, Chusri Y, Diloksumpan P, Naiyanetr P. Analysis of backflow within an external centrifugal blood pump for ventricular assist device. *The 6th 2013 Biomedical Engineering International Conference*. Amphur Muang, Thailand, 2013: 1–4.
6. Sunagawa G, Byram N, Karimov JH, Horvath DJ, Mozami N, Starling RC et al. In vitro hemodynamic characterization of HeartMate II at 6000 rpm: Implications for weaning and recovery. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2015 Aug; 150 (2): 343–348.
7. Tchanchaleishvili V, Luc JGY, Cohan CM, Phan K, Hübbert L, Day SW, Massey HT. Clinical Implications of Physiologic Flow Adjustment in Continuous-Flow Left Ventricular Assist Devices. *ASAIO J*. 2017 May/June; 63 (3): 241–250.
8. Petrou A, Monn M, Meboldt M, Schmid Daners M. A Novel Multi-objective Physiological Control System for Rotary Left Ventricular Assist Devices. *Ann Biomed Eng*. 2017 Dec; 45 (12): 2899–2910.
9. Heilman M, Capone C, Kolenik S, Moore D, Parisi C, Prem E et al. Method and apparatus for providing limited back-flow in a blood pump during a non-pumping state. US Patent US20030144574A1.
10. Buck GL, Nazarian RA. Terumo Cardiovascular System Corporation, Blood pumping system with backflow warning, US patent NO: 5,171,212.
11. George RS, Sabharwal NK, Webb C, Yacoub MH, Bowles CT, Hedger M et al. Echocardiographic assessment of flow across continuous-flow ventricular assist devices at low speeds. *J Heart Lung Transplant*. 2010 Nov; 29 (11): 1245–1252.

*Статья поступила в редакцию 23.10.2025 г.
The article was submitted to the journal on 23.10.2025*