

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ РАССМОТРЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОСЕВЫХ НАСОСОВ КРОВИ

Иткин Г.П., Коньшова Е.Г., Шемакин С.Ю., Дозоров К.Н., Кудинов В.Л., Быков И.В., Селищев С.В.

ФГУ «ФНЦ трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова»
Минздравсоцразвития РФ, г. Москва

В статье приводится теоретическое рассмотрение динамического взаимодействия осевого насоса и сердечно-сосудистой системы в условиях подключения по схеме «левый желудочек – аорта». Показано, что осевые насосы в этих условиях работают в пульсирующем режиме. При этом наклон расходно-напорной характеристики во многом определяет степень пульсации потока через насос. Данные подтверждены в хронических экспериментах на биологических моделях при экстракорпоральном подключении насоса. Рассматривается возможность использования данной характеристики осевого насоса для построения систем автоматического управления, обеспечивающих адекватную работу насоса в условиях физической активности пациента.

Ключевые слова: осевой насос, расходно-напорные характеристики, обход «левый желудочек – аорта», пульсирующий поток, давление в левом желудочке, давление в аорте, сердечная недостаточность.

THEORETICAL AND EXPERIMENTAL STUDY OF THE DYNAMIC CHARACTERISTICS OF AXIAL BLOOD PUMPS

Itkin G.P., Konyshova E.G., Shemakin S.U., Dozorov K.N., Kydinov V.L., Bikov I.V., Selishev S.V.

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

The article presents a theoretical analysis of the dynamic interaction of the left ventricle assist axial pump and the cardiovascular system. It is shown the axial pumps are working in conditions «left ventricle- aorta» generates a pulsed flow. The slope of the flow-pressure characteristics determine the amplitude of the pulsation. Data are confirmed in the chronic experiments on the biological models with the extracorporeal connection of the pump. The possibility of using this characteristic for the develop of the automatic control systems to ensure adequate operation of the pump in range of the physical activity of a patient 's physical activity.

Key words: axial pump, flow-pressure characteristics, left ventricle assist device, pulsing flow, aortic pressure, left ventricle pressure, heart failure.

ВВЕДЕНИЕ

Применение имплантируемых неппульсирующих насосов в мировой практике за последние годы значительно возросло. Это связано с расширением области их использования не только в качестве этапа двухэтапной пересадки сердца, но и в качестве заместительной терапии, при которой совместная реконструктивная терапия и механическая поддержка

миокарда приводят к практически полному восстановлению миокарда [1].

Сравнение имплантируемых неппульсирующих насосов с пульсирующими искусственными желудочками показывает, что процент выживших пациентов в конце 2 года для неппульсирующих насосов составляет 46% против 11% – для пульсирующих [2]. Причин для этого несколько, и одна из

Статья поступила в редакцию 12.09.11 г.

Контакты: Иткин Георгий Пинкусович, д-р биол. наук, зав. лабораторией биотехнических систем, профессор ФГУ «ФНЦ трансплантологии и искусственных органов им. академика В.И. Шумакова».

Тел. 8 916 129 78 33, **e-mail:** georgeitkin@mail.ru

них – в их большей надежности, связанной с тем, что непulseирующие насосы имеют всего одну вращающуюся деталь – ротор. Кроме того, эти насосы бесшумны, имеют более низкое потребление энергии, значительно лучшие весогабаритные характеристики. Последнее позволяет размещать непulseирующие насосы в грудной полости, использовать их на маленьких пациентах. Кроме того, меньшая наружная поверхность этих насосов уменьшает опасность инфекции [2].

Основным аргументом в защиту pulseирующих насосов является более естественная форма кривой давления, генерируемая этими насосами. Однако когда мы рассматриваем работу непulseирующих насосов, подключенных по схеме «левый желудочек – аорта», то в условиях pulseирующего давления на входе насоса, которое представляет собой внутрижелудочковое давление, скорость потока, генерируемая насосом, становится также pulseирующей, что связано с особенностями его расходно-напорной характеристики [3].

В данной работе мы хотели бы остановиться более подробно на теоретическом рассмотрении взаимодействия непulseирующего осевого насоса (ОН) с системой кровообращения, а также привести экспериментальные материалы, полученные на биологических моделях, подтверждающие теоретический анализ.

ТЕОРИЯ

На рис. 1 представлены обобщенные расходно-напорные характеристики (РНХ) нашего экспериментального осевого насоса и клинического насоса Jarvik 2000.

Как видно из рис. 1, угол наклона РНХ α_1 характеризует степень снижения расхода при увеличении перепада давления. При этом при подключении насоса по схеме «левый желудочек – аорта» давление на входе имеет амплитудно-фазную структуру,

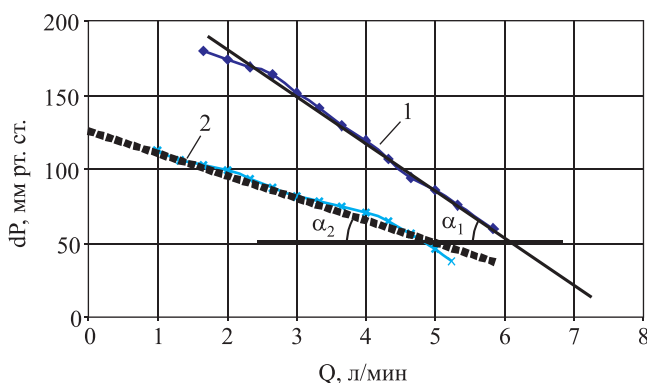


Рис. 1. Расходно-напорные характеристики: 1 – экспериментальный осевой насос; 2 – клинический насос Jarvik 2000

определяемую давлением в левом желудочке (ЛЖ) в систолическую и диастолическую фазу.

В свою очередь противодействие в аорте также имеет не столь выраженную, но все-таки амплитудно-фазовую структуру.

Таким образом, во время систолы на входе насоса генерируется систолическое давление левого желудочка (ЛЖ), а на выходе – систолическое давление в аорте. При этом перепад давления на насосе будет минимальным и согласно РНХ выброс насоса будет максимальным. Соответственно, во время диастолы на входе насоса генерируется диастолическое давление в ЛЖ, а на выходе – диастолическое давление в аорте, т. е. перепад давления на насосе будет максимальным и расход согласно РНХ будет минимальным. Конечно, условия работы насоса зависят от степени сердечной недостаточности (СН). В норме практически отсутствует влияние работы насоса на амплитудно-фазовые соотношения давления в ЛЖ. При некомпенсированной СН систолическое давление в ЛЖ снижается до 80 мм рт. ст., а диастолическое давление в ЛЖ повышается до 15–25 мм рт. ст. Кроме того, в условиях СН соответственно снижается и давление в аорте, например, до 80/60 мм рт. ст.

В результате подключения вспомогательного насоса (ВН), подключенного по схеме «ЛЖ – аорта», происходит еще большее снижение систолического давления в ЛЖ, что приводит к снижению гидравлической нагрузки на него и, соответственно, к снижению потребления сердцем кислорода, разгружая ЛЖ по мощности.

С другой стороны, работа ВН приводит к снижению диастолического давления в ЛЖ, к ретроградному снижению давления в легочной артерии и, соответственно, к снижению гидравлической нагрузки на правый желудочек. В этом и состоит основной терапевтический эффект подключения ВН независимо от принципа действия – pulseирующего или непulseирующего. Конечно, при этом также возрастает органнй и тканевый кровоток в организме, включая коронарное кровообращение.

И теперь, если вернуться к работе ОН в условиях СН, то систолический перепад давления на нем практически не изменится до того, как при определенной производительности насоса за счет увеличения давления в аорте аортальный клапан не закроется [5]. При этом поток крови, создаваемый в аорте только за счет работы насоса, будет слабоpulseирующим. Такой режим работы ОН в последние годы считается неоптимальным, поскольку закрытие аортального клапана приводит к образованию в зоне закрытого клапана плохо промываемой кровотоком области и, соответственно, к повышенному риску образования в этой зоне тромбов. Кроме того, длительная работа сердца в режиме максимальной

разгрузки приводит к постепенной атрофии сердечной мышцы. Конечно, это не имеет значения при двухэтапной замене сердца, но играет ключевую роль, когда рассматривается вопрос о практически полном восстановлении сократительной способности миокарда и возможности последующей экплантации насоса.

В условиях СН снижение диастолического давления в ЛЖ при работе насоса приводит к возрастанию перепада давления и в конечном итоге к уменьшению расхода крови через насос, т. е. по сути, насос будет продолжать работать в пульсирующем режиме.

Рассматривая работу насоса при СН, необходимо понимать также, что условия его работы могут изменяться как при изменении физической активности пациента [6], так и по мере восстановления сократительной способности миокарда.

При этом необходимо учитывать влияние на работу насоса частоты сокращений сердца и отношения длительности фаз давления в ЛЖ (систола / диастола).

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

В период март – июнь 2011 г. в институте были проведены 6 экспериментов по подключению осевых насосов.

В качестве биологических моделей использовали молодняк мужского пола крупного рогатого скота черно-пестрой породы из Подмосковных животноводческих хозяйств. Этот выбор полностью оправдал себя по следующим показателям:

- размеры сердца и аорты телят весом 70–95 кг соответствуют размерам этих органов взрослого человека, что позволяет использовать в эксперименте системы вспомогательного кровообращения, сконструированные для человека;
- значения норм физиологических параметров сердечно-сосудистой системы телят близки к значениям параметров сердечно-сосудистой системы человека;
- телята спокойно ведут себя в условиях эксперимента, что позволяет в течение длительного времени осуществлять мониторинг параметров биологической модели и роторного насоса.

Данные экспериментальные исследования как часть входили в программу преклинических исследований, включающую исследования на гидродинамических стендах, и медико-биологические исследования *in vitro* [3].

Экспериментальные исследования включают в себя следующие этапы: предоперационная подготовка животного, хирургическая процедура подключения насоса, постоперационное ведение животного, мониторинг физиологических, гемодина-

мических, технических параметров, визуальный осмотр насоса после окончания эксперимента. Подобные исследования, как правило, проводятся на здоровых животных в хронических экспериментах.

Проводили два вида подключения насоса: экстракорпоральное размещение и имплантацию насоса в грудную полость.

Экстракорпоральное подключение позволяет производить смену насосов (с модификацией отдельных узлов) каждые 48–72 часа с последующей оценкой преимуществ того или иного насоса с точки зрения тромбообразования.

Имплантация в грудную полость осуществляется на этапе экспериментальных исследований, моделируя работу насоса в клинических условиях.

Оценка в процессе экспериментального исследования производилась по следующим критериям:

- показатели травмы крови;
- совместимость работы насоса с сердечно-сосудистой системой биологической модели.

Одновременно оценивалась работа отдельных компонентов аппарата (модуля управления, информационно-вычислительного модуля, модуля автономного питания, модуля сетевого питания) и конструкции системы стыковки узлов насоса с приточной канюлей и выходной магистралью.

В день операции теленку делали премедикацию, вводный наркоз и затем после интубации осуществляли газовый наркоз 1–3% изофлюраном с оксигенацией (40–100%) на наркозно-дыхательном аппарате Servo-Ventilator 900 (Сименс-Элема, Швеция). Производили левостороннюю торакотомию в пятом межреберье с резекцией пятого ребра. При экстракорпоральном подключении производили аортотомию и подшивали к восходящей аорте сосудистый протез, входящий в конструкцию выходной магистрали и, соответственно, выходного кондуита. Затем вскрывали перикард, выделяли верхушку ЛЖ, в которой скальпелем делали надрез и вводили приточную канюлю, входящую в конструкцию входного кондуита. На выходной кондуит одевали датчик ультразвукового расходомера Transonic TS 410 (Transonic Systems, Inc., США). Кондуиты чрескожно выводили наружу, подсоединяли насос, предварительно заполненный физиологическим раствором с гепарином, и после заполнения системы кровью и тщательного удаления воздуха запускали насос с частотой вращения 6000 об/мин, затем постепенно увеличивали производительность насоса 4–5 л/мин. До закрытия грудной полости еще раз оценивали кровоток через насос. После закрытия грудной полости фиксировали насос с кондуитами ближе к хребту. Затем теленка перевозили в постоперационную и располагали в клетке. Производили раннюю эктубацию и при возможности активировали телен-



Рис. 2. Теленок с экстракорпорально подсоединенным осевым насосом

ка. На рис. 2 показан теленок с экстракорпорально расположенным насосом.

В ходе экспериментов проводился мониторинг основных гемодинамических параметров (давления в аорте, центральной вене, расхода крови через насос) и электромеханических параметров экспериментального ОН (скорость вращения ротора насоса, потребляемый электрический ток). Данные параметры регистрировались на специально разработанном аппаратно-программном компьютерном комплексе (рис. 3), разработанном совместно с ООО «БИОСОФТ-М» с использованием программы мониторинга и настройки параметров имплантируемого насоса системы вспомогательного кровообращения человека Ритрах [7] и программы обработки результатов длительного мониторинга характеристик имплантируемой системы вспомогательного кровообращения «PUMVIEW».

В ходе экспериментов обращали внимание на изменение амплитуды и формы кривой расхода крови через насос. Пример представления данных на аппаратно-программном компьютерном комплексе мониторинга параметров показан на рис. 4.

На рис 5. показано типичное изображение кривых расхода через насос и артериального давления. Как видно, расход крови через насос имеет пульсирующий характер. При этом средний расход через насос определялся суммарной площадью под кривой расхода, поделенной на сердечный цикл.

Таким образом, при подключении роторного насоса по схеме «ЛЖ – аорта» поток крови через насос имеет явно пульсирующий характер. При этом



Рис. 3. Аппаратно-программный компьютерный комплекс

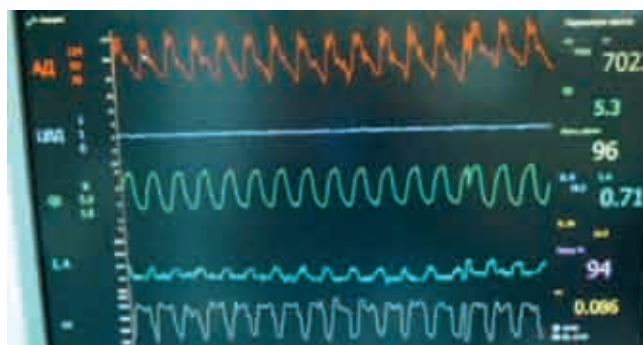


Рис. 4. Пример мониторинга основных данных на аппаратно-программном компьютерном комплексе

максимальная амплитуда расхода совпадает с систолическим давлением в аорте, а минимальная – с диастолическим давлением.

На рис. 6 в качестве примера приведены кривые артериального давления и расхода крови через насос, снятые в одном из экспериментов (эксперимент В).

Как видно, кривые расхода в этом случае значительно отличаются от предыдущих кривых, что связано с частичной окклюзией входа приточной канюли, расположенной в ЛЖ (вход канюли был частично перекрыт межжелудочковой перегородкой).

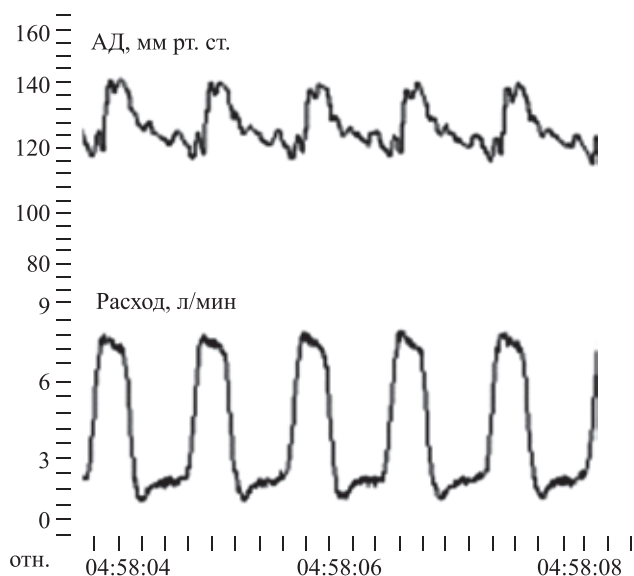


Рис. 5. Кривая артериального давления и расхода крови через насос

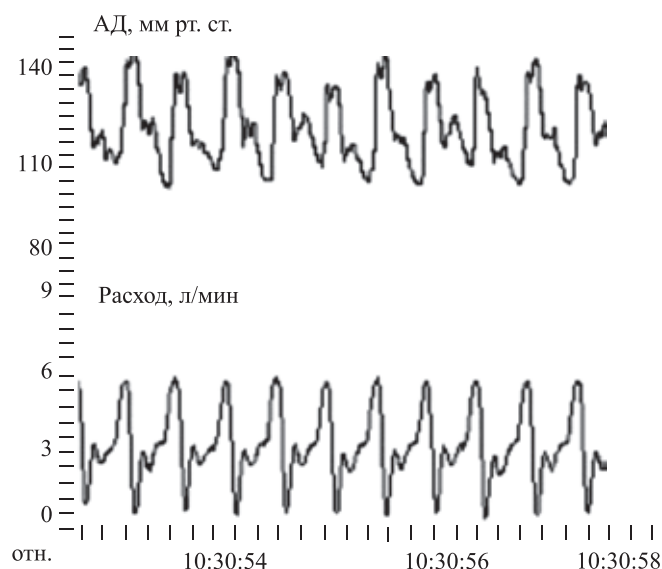


Рис. 6. Кривые артериального давления и расхода крови через насос, снятые в эксперименте В

ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные кривые расхода крови через насос подтверждают ранее полученные на имитаторе кровообращения результаты явно пульсирующего характера кровотока через насос при подключении его по схеме «ЛЖ – аорта» [3]. Это объясняется тем, что в систолическую фазу ЛЖ перепад на насосе будет минимальный и равен разности систолического давления в ЛЖ и систолического давления в аорте. Из-за падающего характера РНХ поток через насос при постоянной скорости вращения ротора будет максимальный. В диастолическую фазу ЛЖ перепад на насосе будет максимальный и равен разности диастолического давления в ЛЖ, близкого к нулю, и диастолического давления в аорте, и, соответственно, поток через насос будет минимальный.

Теоретически, рассматривая работу ОН в условиях компенсированной СН (когда снижение сократимости миокарда сопровождается повышением диастолического давления в ЛЖ), амплитуда кривой расхода в диастолическую фазу должна будет увеличиваться в зависимости от величины диастолического давления.

Однако в этих условиях работа насоса приводит к снижению диастолического давления в ЛЖ, и практически перепад давления и поток крови через насос будут зависеть от диастолического давления в аорте.

Интересно отметить, что расходно-напорные характеристики коммерческих осевых насосов HeartMate II, Jarvik 2000, MicroMed [8] имеют угол наклона α , равный 10–11 мм рт. ст./л/мин, приблизительно в 2 раза меньший угла наклона нашего насоса – 20–22 мм рт. ст./л/мин (рис. 1). Очевидно, что

при этом коммерческие насосы в большей мере стабилизируют перепад давления и в меньшей степени расход через насос. Поэтому эти насосы для поддержания расхода в изменяющихся условиях физической нагрузки требуют введения соответствующего контура автоматического управления.

Анализ кривых расхода крови через насос, полученных в экспериментах на телятах, показал, что расход крови через насос зависит от частоты сердечных сокращений и соотношения фаз давления систола / диастола. Теоретически при постоянном артериальном давлении и амплитуде внутрижелудочкового давления увеличение частоты сокращений и связанное с ним сокращение диастолической фазы или увеличение соотношения систола / диастола должны приводить к увеличению производительности насоса. То есть здесь заложен другой механизм ауторегуляции насоса, который увеличивает или по крайней мере поддерживает производительность насоса при физиологическом изменении частоты сердечных сокращений. И если амплитудные значения расхода крови в насосе в систолу и диастолу при увеличении частоты сердечных сокращений уменьшаются, то средняя производительность насоса увеличивается. Данные соображения кажутся нам особенно важными, когда мы рассматриваем возможные алгоритмы управления роторными насосами. В частности, данные механизмы позволяют насосу, имеющему систему стабилизации скорости вращения и достаточно крутую расходно-напорную характеристику, адекватно изменять свою производительность в зависимости от изменения физической активности организма.

Конечно, проведенные нами эксперименты на животных с использованием ОН не могут полностью воспроизвести все условия взаимодействия насоса и сердца во всем диапазоне от нормы к патологии. В наших экспериментах мы не моделировали СН и рассматривали работу насоса на здоровом сердце. Поэтому полученные экспериментальные результаты можно рассматривать как этап в получении более полного материала для изучения динамики взаимодействия сердца и насоса. По завершении экспериментальной серии, основное назначение которой состоит в подтверждении работоспособности нашего экспериментального осевого насоса в живом организме, мы планируем продолжить исследования с моделированием СН.

ВЫВОДЫ

Теоретический и экспериментальный анализ показал, что осевые насосы, рассматриваемые в литературе как насосы постоянного потока, работают в пульсирующем режиме, при их подключении к сердечно-сосудистой системе по схеме «левый желудочек – аорта», независимо от степени сердечной недостаточности. При этом наклон расходно-напорной характеристики во многом определяет степень пульсации потока через насос. Это позволяет использовать данный механизм для реализации ауторегуляции насоса в условиях стабилизации скорости вращения ротора насоса.

Работа была выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 02.522.12.2010 от 2009 г.).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Birks E.J., George R.S., Hender M. et al. Assist Device and Pharmacological Therapy: A Prospective Study Reversal of Severe Heart Failure With a Continuous-Flow Left Ventricular Circulation 2011; Vol. 123. P. 381–390.
2. Patel N.D., Weiss E.S., Schaffer J. et al. Right Heart Dysfunction After Left Ventricular Assist Device Implantation: A Comparison of the Pulsatile HeartMate I and Axial-Flow HeartMate II Devices // Ann. Thorac. Surg. 2008. Vol. 86. P. 832–40.
3. Коньшева Е.Г., Кудинов В.Л., Дозоров К.Н., Калянин С.А., Кузьмин Г.С. Стендовые исследования имплантируемого осевого насоса крови // Медицинская техника. – 2010. № 6 (264). С. 23–29.
4. Kaplon R.J., Oz M.C., Kwiatkowski P.A., Levin H.R. et al. Miniature axial flow pump for ventricular assistance in children and small // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1996. Vol. 111. P. 13–18.
5. Thunberg C.A., Gaitan B.D., Arabia F.A., Cole D.J. Ventricular assist device today and tomorrow // J. of Cardiothor and Vascular Anesthesia. 2010. Vol. 24 (4). P. 656–680.
6. Yamazaki K., Litwak P., Kormos R.L. et al. An implantable centrifugal blood pump for long-term circulation support // Trans. Am. Soc. Artif. Inter. Organs. 1997. Vol. 43. P. M686–691.
7. Адашкин А.В., Филатов И.А., Иткин Г.П., Коньшева Е.Г., Селищев С.В., Гусев А.Н. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2010616522 «Программа мониторинга и настройки параметров имплантируемого насоса системы вспомогательного кровообращения человека «Pump-рах». Заявка № 2010614633, 2010.
8. Frazier O.H., Khalil H.A., Benkowski R.J., Cohn W.E. Optimization of axial-pump pressure sensitivity for a continuous-flow total artificial heart // J. of Heart and Lung. Transpl. 2010. Vol. 29. P. 687–769.