

УДК 62-03; 616-77

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ТИПА ВХОДНОГО КЛАПАНА И УГЛА ЕГО ОРИЕНТАЦИИ НА ГЕМОДИНАМИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ РАБОТЫ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ ПУЛЬСИРУЮЩЕГО ТИПА

Беляев Л.В., Жданов А.В., Волкова И.В.

ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», Владимир, e-mail: blv_vlsu@mail.ru

Целью этого исследования является определение влияния типа клапана на процесс тромбообразования при работе насоса крови пульсирующего типа на основании результатов CFD-моделирования. Моделирование пульсирующего кровотока проводилось в объемной постановке в системе конечно-элементного анализа ANSYS/Flotran v.12. Объем ударного выброса системы составляет 30 мл. Частота сердечных сокращений – 75 уд/мин. Моделирование проводилось с двумя коммерчески доступными в России моделями механических клапанов сердца: двустворчатым модели «ADM-17Su» (НПП МедИнж, Россия) и одностворчатым модели «ADM17» (ООО «Роскардиоинвест», Россия). В результате моделирования оценивались такие параметры гемодинамики, как скорость и давление потока внутри камеры насоса крови, кинетическая энергия турбулентности, скорость диссипации, касательные напряжения Рейнольдса. Полученные результаты позволили определить влияние типа клапана и его ориентации на процесс тромбообразования, выбрать тип клапана для дальнейшего применения, изготовить прототип системы вспомогательного кровообращения для проведения дальнейших исследований с использованием метода оптической визуализации потока.

Ключевые слова: электромеханический привод, ролик-винтовой механизм (РВМ), долговечность, экспериментальные исследования, искусственный клапан

ASSESSMENT OF TYPE INLET VALVE AND THE ANGLE OF ITS ORIENTATION ON HEMODYNAMIC SYSTEM PERFORMANCE CIRCULATORY SUPPORT PULSATING TYPE

Belyaev L.V., Zhdanov A.V., Volkova I.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir, e-mail: blv_vlsu@mail.ru

The purpose of this study is to determine the effect of the type of valve in the process of thrombus formation at the pump is pulsating blood type on the basis of CFD-modeling. Modelling of the pulsating blood flow carried in bulk in the formulation of the finite element analysis ANSYS / Flotran v.12. The volume of stroke volume of 30 mL. The heart rate – 75 beats/min. The simulation was performed with two commercially available models in Russia mechanical heart valves: bicuspid model «ADM-17Su» (NPP MedInd, Russia) and single leaf models «ADM17» (LLC «Roscardioinvest», Russia). The simulation evaluated hemodynamic parameters such as speed and pressure of the flow within the chamber to pump blood, turbulent kinetic energy, dissipation rate, shear stresses Reynolds. The results obtained allowed to determine the impact of the type of valve and its focus on the process of thrombosis, select the type of valve for future use, produce a prototype system circulatory support for further research using the method of optical flow visualization.

Keywords: electromechanical drive, rollerscrew mechanism (RSM), durability, experimental research, artificial valve

Согласно данным статистики, ежегодно в России рождается около 10 000 детей с врожденными пороками сердца. На каждую 1000 новорожденных приходится 10 детей, которые нуждаются в операции на сердце. 50% детей, не получивших вовремя оперативного лечения, умирают в возрасте до полугода. Еще 25% детей, не получивших вовремя оперативного лечения, умирают до года [2]. Кроме того, уровень смертности детей в возрасте до 18 лет, находящихся в «листе ожидания», в несколько раз выше, чем для других возрастных групп, в значительной степени из-за отсутствия механических систем поддержки кровообращения длительного применения.

В России системы вспомогательного кровообращения пульсирующего типа с успехом применяются в качестве «моста для трансплантации» у пациентов старших возрастных групп. Кроме того, при применении систем ВК пациенты показывают стабильную положительную динамику по восстановлению их ослабленных желудочков сердца («мост к восстановлению»), что подтверждает потенциальную возможность применения этих систем в педиатрии.

Однако тромбоз является одной из основных причин смерти при применении аппаратов ВК, и улучшение их гемодинамических показателей на стадии проектирования является важной задачей. Гемолиз

и кальцификация могут быть также уменьшены надлежащим дизайном системы. Высокие касательные напряжения, турбулентность, разделение потока и наличие застойных зон должны быть минимизированы в процессе проектирования.

Процесс проектирования педиатрических систем ВК является более сложной задачей, чем прямое масштабирование существующих систем с большим объемом выброса [1] в сторону его уменьшения. Большое внимание при проектировании пульсирующих систем ВК уделяется клапанному аппарату, т.к. применение механических клапанов сердца (МКС) осложняется их склонностью к гемолизу и тромбообразованию. Общеизвестно, что наличие высоких касательных напряжений в потоке, проходящем через МКС, связано с уровнем гемолиза [1, 14]. Осложнения из-за свертываемости могут возникать из-за плохого омывания внутренних стенок и наличия продолжительных застойных зон в камере насоса крови. В связи с этим целью настоящего исследования является определение влияния типа клапана и его ориентации на гемодинамические показатели работы системы ВК на основании результатов CFD-моделирования.

Моделирование потока внутри камеры насоса крови (рис. 1) проводилось на основании реалистичной 3D модели камеры крови. Расчетная модель представляет собой внутренний объем камеры крови с учетом реальной геометрии основного тела, клапанов, радиусов и переходов.

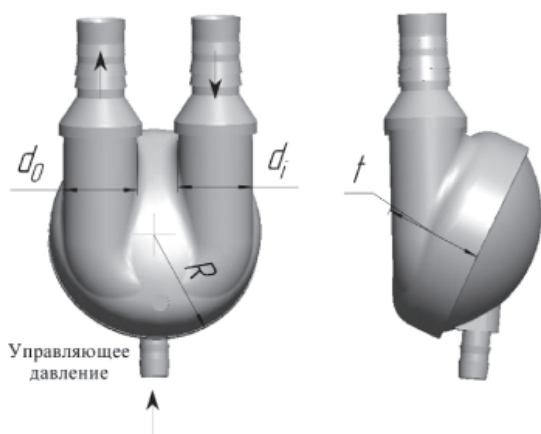


Рис. 1. Внешний вид системы ВК

Размеры насоса крови приведены в таблице.

Моделирование проводилось с двумя коммерчески доступными в России моделями механических клапанов сердца: двухстворчатой модели «Мединж-2» (НПП МедИнж, Россия) [7] и одностворчатой модели «Микс» (ООО «Роскардиоинвест»,

Россия) [10]. Данные клапана имеют минимальный внешний диаметр – 17 мм, и площадь проходного отверстия 1,67 и 1,54 см² соответственно (рис. 2).

Основные размеры системы ВК объемом 30 см³

Характеристики камеры системы ВК	Размеры, мм
Радиус камеры системы ВК (R)	55
Диаметр митрального клапана (d_i)	20
Диаметр выходного клапана (d_o)	20
Толщина камеры системы ВК (t)	20

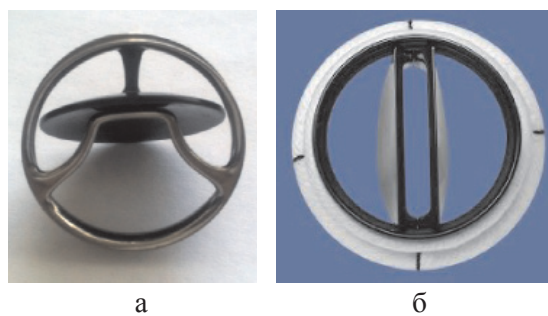


Рис. 2. Примеры клапанов:
а – одностворчатая модель «Микс»;
б – двухстворчатая модель «Мединж-2»

Начальная позиция митральных клапанов выбиралась следующим образом: дисковый клапан ориентировался таким образом, что его большая часть открывалась в сторону наружной стенки, а распорка была перпендикулярна диафрагме; двухстворчатый клапан располагался таким образом, что открытые створки клапана были также перпендикулярны диафрагме. Поворот клапанов осуществлялся по часовой стрелке. Моделирование было проведено для положения клапанов 0, 30, 45 градусов. Положение аортального клапана не изменялось (рис. 3).

Движение клапанов не моделировалось. Они были фиксированы в полностью открытом или полностью закрытом положениях, в зависимости от фазы сердечного цикла. Во время фазы систолы аортальный клапан был открыт, а митральный клапан был закрыт, а во время диастолы митральный клапан открыт и аортальный клапан был закрыт.

Для решения уравнений Навье – Стокса в нестационарной постановке использовалась система конечно-элементного анализа ANSYS Workbench (ANSYS, Inc., USA). Параметры конечно-элементной модели были следующими: количество узлов 298224, количество конечных элементов 1669390, вид элемента tetrahedral, минимальная длина ребра 10–5 мм, максимальная длина ребра 7·10–4. Для получения более точного

решения разбиение происходило с учетом геометрической сложности объема. В зонах клапана, патрубка, входа в камеру насоса крови выполнено сгущение сетки. Кровь моделировалась как ламинарная, несжимаемая Ньютоновская жидкость с плотностью 1060 кг/м^3 и динамической вязкостью $0,0032 \text{ Па}\cdot\text{с}$. Объем ударного выброса системы составляет 30 мл . Частота сердечных сокращений – 75 уд/мин . В этом исследовании, K (кинетическая энергия турбулентности) – E (вязкая скорость диссипации) модель турбулентности была выбрана, чтобы решить дополнительные напряжений Рейнольдса терминов из усреднения по времени процедуру для уравнений Навье – Стокса, которая была использована в наших предыдущих исследованиях и другими исследовательскими группами для CFD-моделирования пульсирующих и непulsирующих систем [4, 8, 9, 12, 13]. Временные интервалы фаз диастолы и систолы были приняты одинаковыми, а именно $0,4 \text{ с}$. В процессе решения интервал разбивался на 200 шагов. Со стороны мембраны задавалось изменение управляющего давления, деформация стенок не учитывалась. Моделирование было проведено при условии отсутствия скольжения на границе.

Выводы

Наибольший интерес представляют результаты моделирования, отображающие изменение скоростных потоков в кровяной камере системы ВК. Их анализ позволяет сделать предварительные выводы о наличии застойных зон, локальных зон закручивания и отрыва потока. Результаты представлены в виде векторных диаграмм. На диаграммах цветом показана величина изменения скорости, а стрелки указывают направление движения потока.

Для оценки влияния типа митрального клапана и угла его ориентации на поведение потоков внутри кровяной камеры системы ВК проведено сравнение полей скоростей в фазу диастолы (рис. 1). При использовании дискового клапана «МИКС» наблюдается минимальное число зон с низкими значениями скорости потока. Так же размер самих зон значительно меньше, чем при использовании двустворчатого клапана «МедИнж-2». При установке дискового клапана под углом 45° градусов наблюдается практически полное отсутствие зон с низким значением скорости потока. Максимальная скорость потока наблюдается при его прохождении через клапан и снижается,

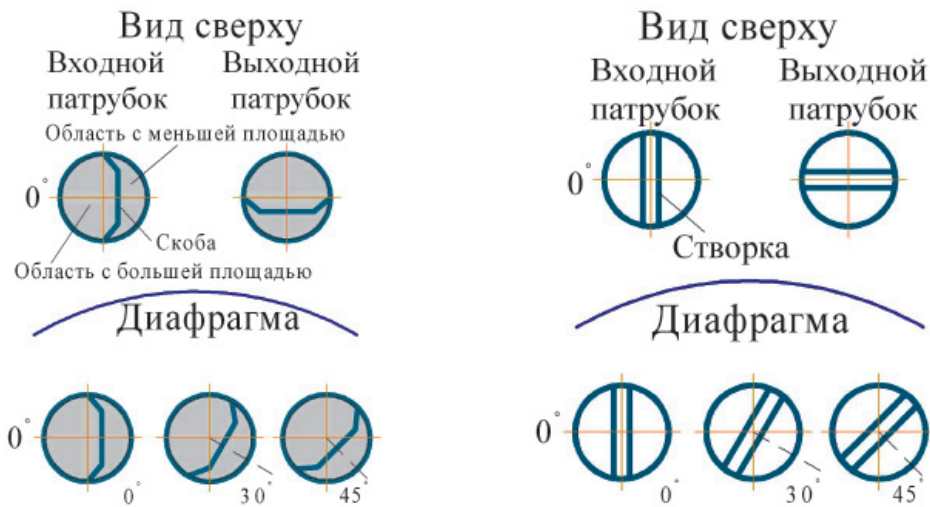


Рис. 3. Примеры расположения клапанов при моделировании

Все расчеты проводились на ПК с ОС Windows с процессором Pentium i5 процессором $2,9 \text{ ГГц}$, 24 Гб оперативной памяти требует 2 часа для решения данной задачи. Моделированием оценивали гемодинамические параметры, такие как скорость и давление потока внутри насосной камеры, и сдвиговые напряжения Рейнольдса. Результаты моделирования обрабатывались в постпроцессоре CFX-Post.

попадая в камеру крови. Установка клапана под указанным углом обеспечивает максимальное омывание внутренних стенок камеры крови за счет «направления» входящего потока на стенку камеры. При использовании клапана «МИКС», установленного под 45° градусов, наблюдается максимальный эффект закручивания потока жидкости внутри камеры крови в сторону противоположного патрубка.

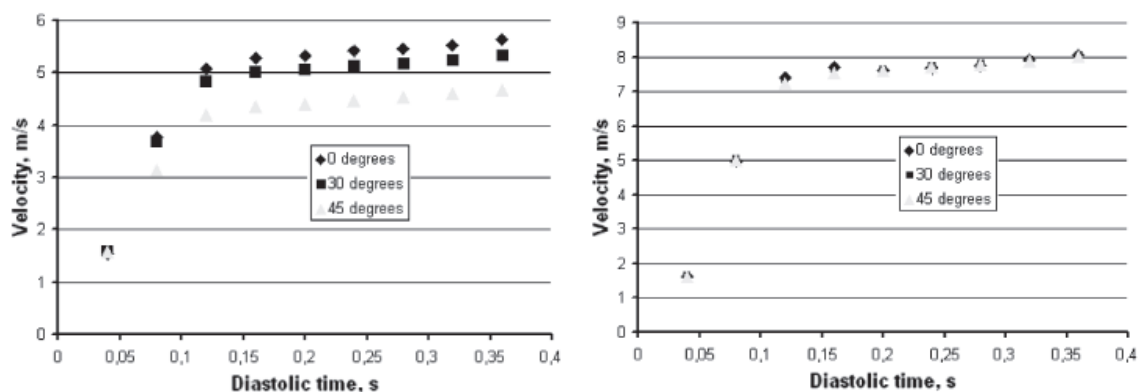


Рис. 4. Изменение максимальной скорости в фазу диастолы: слева для одностворчатого клапана «МИКС»; справа для двустворчатого клапана «МедИнж-2»

Изменение скорости потока в фазу диастолы для дискового клапана «МИКС», расположенного под 45 градусов, представлено на рис. 2. Значения максимальной скорости в фазу диастолы для заданных положений дискового клапана «МИКС» составляют 5,63; 5,32 и 4,67 м/с соответственно. Большие скорости характерны для двустворчатого клапана «МедИнж-2» – 8,04; 8,06; 8,02 м/с, однако их значения не изменяются при изменении угла поворота клапана (рис. 3). В фазу диастолы скорость достигает максимального значения в конце фазы. В начале фазы диастолы наблюдается резкое возрастание скорости потока, но к 0,1 секунде фазы диастолы значение выравнивается и до конца цикла меняется незначительно. Ориентации дискового клапана под углом в 45 градусов соответствуют меньшие значения скорости потока.

Изменение скорости потока в конце фазы систолы показано на рис. 4. Максимальное значение скорости наблюдается при движении жидкости через клапан. Больше значение характерно для дискового клапана «МИКС», чем для двустворчатого клапана «МедИнж-2».

Большие скорости сдвига наблюдаются при использовании дискового клапана «МИКС». В начале фазы диастолы наблюдается нарастание скорости сдвига, но уже на 0,1 секунде фазы они выравниваются и изменяются незначительно. При использовании двустворчатого клапана «МедИнж-2» диапазон скоростей сдвига является одинаковым для всех угловых положений клапана.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых ученых в рамках проекта МК-5860.2015.8 «Разработка теоретических основ и алгоритмов прогнозирования гемодинамических параметров систем

вспомогательного кровообращения и искусственного сердца пульсирующего типа на базе мехатронных модулей»

Список литературы

1. Беляев Л.В., Жданов А.В., Куликов Н.И. Экспериментальные исследования имплантируемой системы вспомогательного кровообращения пульсирующего типа на базе вентильного двигателя и мембранного насоса крови // *Фундаментальные исследования*. – 2013. – № 1. – С. 676–681.
2. Министерство здравоохранения Российской Федерации: Статистический отчет. – М., 2012.
3. Apel J., Neudel F., Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump // *ASAIO J.* – 2001. – № 47. – P. 552–558.
4. Avrahami I., Rosenfeld M., Einav S. The hemodynamics of the Berlin pulsatile VAD and the role of its MHV configuration // *Ann. Biomed. Eng.* – 2006. – № 34. – P. 1373–1388.
5. Belyaev L.V., Zhdanov A.V. Computer modeling in the development of artificial ventricles of heart. *Vestn Transplant. Iskusstv. Organ.* – 2011. – № 13. – P. 97–100.
6. Belyaev L.V., Ivanchenko A.B., Zhdanov A.V., Morozov V.V. Mathematical Modeling of Hemodynamic Characteristics of Pumps for Pulsatile Circulatory Support Systems // *Biomedical Engineering*. – 2015. – № 49. – P. 24–28.
7. CJSC NPP «MedInzh». 2015. Artificial heart valve. [ONLINE] Available at: <http://medeng.ru>. [Accessed 02 June 15].
8. Deutsch S., Tarbell J.M., Manning K.B., Rosenberg G., Fontaine A.A. Experimental Fluid Mechanics of Pulsatile Artificial Blood Pumps // *Annu. Rev. Fluid Mech.* – 2006. – № 38. – P. 65–86.
9. Lamson T.C., Rosenberg G., Geselowitz D.B., Deutsch S., Stinebring D.R., Frangos J.A., Tarbell J.M. Relative blood damage in the three phases of a prosthetic heart valve flow cycle // *ASAIO J.* – 1993. – № 39. – P. M626–33.
10. LLC «Roskardioinvest». 2015. The mechanical 'MIKS' heart valves. [ONLINE] Available at: http://roskardioinvest.ru/eng/index.php?id_subpart=10. [Accessed 02 June 15].
11. Morozov V.V. (ed.) *Synthesis of Artificial Heart Ventricle with Specified Hemodynamic Characteristics*. – Vladimir: Vladimir State University Press, 2007.
12. Okamoto K., Hashimoto T., Mitamura Y. Design of a miniature implantable left ventricular assist device using CAD/CAM technology // *IJAO*. – 2003. – № 6. – P. 162–167.
13. Throckmorton A.L., Untaroiu A., Allaire P.E., et al. Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device // *Artif. Organs*. – 2004. – № 28. – P. 881–891.

14. Yoganathan A.P., Wick T.M., Reul H. The influence of flow characteristics of prosthetic valves on thrombus formation. In: Butchart E.G., Bodnar E., eds. *Thrombosis, Embolism and Bleeding* 1st ed. – London: ICR, 1992. – P. 123–48.

References

1. Beljaev L.V., Zhdanov A.V., Kulikov N.I. Jeksperimentalnye issledovanija implantiruemoj sistemy vspomogatelnogo krovoobrashhenija pulsirujushhego tipa na baze ventilnogo dvigatelja i membrannogo nasosa krovi // *Fundamentalnye issledovanija*. 2013. no. 1. pp. 676–681.

2. Ministerstvo zdravoohraneniya Rossijskoj Federacii: *Statisticheskij otchet*. M., 2012.

3. Apel J., Neudel F., Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a misroaxial blood pump // *ASAIO J.* 2001. no. 47. pp. 552–558.

4. Avrahami I., Rosenfeld M., Einav S. The hemodynamics of the Berlin pulsatile VAD and the role of its MHV configuration // *Ann. Biomed. Eng.* 2006. no. 34. pp. 1373–1388.

5. Belyaev L.V., Zhdanov A.V. Computer modeling in the development of artificial ventricles of heart. *Vestn // Transplant. Iskustv. Organ.* 2011. no. 13. pp. 97–100.

6. Belyaev L.V., Ivanchenko A.B., Zhdanov A.V., Morozov V.V. Mathematical Modeling of Hemodynamic Characteristics of Pumps for Pulsatile Circulatory Support Systems // *Biomedical Engineering*. 2015. no. 49. pp. 24–28.

7. CJSC NPP «MedInzh». 2015. Artificial heart valve. [ONLINE] Available at: <http://medeng.ru>. [Accessed 02 June 15].

8. Deutsch S., Tarbell J.M., Manning K.B., Rosenberg G., Fontaine A.A. Experimental Fluid Mechanics of Pulsatile Artificial Blood Pumps // *Annu. Rev. Fluid Mech.* 2006. no. 38. pp. 65–86.

9. Lamson T.C., Rosenberg G., Geselowitz D.B., Deutsch S., Stinebring D.R., Frangos J.A., Tarbell J.M. Relative

blood damage in the three phases of a prosthetic heart valve flow cycle // *ASAIO J.* 1993. no. 39. pp. M626–33.

10. LLC «Roskardioinvest». 2015. The mechanical MIKS heart valves. [ONLINE] Available at: http://roskardioinvest.ru/eng/index.php?id_subpart=10. [Accessed 02 June 15].

11. Morozov V.V. (ed.) *Synthesis of Artificial Heart Ventricle with Specified Hemodynamic Characteristics*. Vladimir: Vladimir State University Press, 2007.

12. Okamoto K., Hashimoto T., Mitamura Y. Design of a miniature implantable left ventricular assist device using CAD/CAM technology // *IJAO*. 2003. no. 6. pp. 162–167.

13. Throckmorton A.L., Untaroiu A., Allaire P.E., et al. Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device // *Artif. Organs*. 2004. no. 28. pp. 881–891.

14. Yoganathan A.P., Wick T.M., Reul H. The influence of flow characteristics of prosthetic valves on thrombus formation. In: Butchart E.G., Bodnar E., eds. *Thrombosis, Embolism and Bleeding* 1st ed. London: ICR, 1992. pp. 123–48.

Рецензенты:

Гоц А.Н., д.т.н., профессор кафедры тепловых двигателей и энергетических установок, ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир;

Житников Б.Ю., д.т.н., профессор кафедры специальной техники и информационных технологий, ФКОУ ВПО «Владимирский юридический институт Федеральной службы исполнения наказаний» России, г. Владимир.