

Математическое моделирование работы педиатрических систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа с различными типами входных клапанов

Аннотация

В работе представлены результаты математического моделирования гемодинамических процессов системы вспомогательного кровообращения пульсирующего типа с объемом выброса 30 см³ и двумя типами отечественных механических клапанов сердца. Показано влияние типа входного клапана и угла его ориентации на гемодинамические процессы, протекающие при работе насоса крови. На основании полученных результатов даны рекомендации по подбору типа клапана и его пространственному расположению, обеспечивающие оптимальный кровоток и минимизацию застойных зон внутри камеры насоса крови.

Введение

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 [1]. Уровень смертности детей в возрасте до 18 лет, находящихся в «листе ожидания», в несколько раз выше, чем для других возрастных групп, что в значительной степени обусловлено отсутствием механических систем поддержки кровообращения длительного применения.

В России системы вспомогательного кровообращения (ВК) пульсирующего типа с успехом применяются в качестве «моста для трансплантации» у пациентов старших возрастных групп. 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.

Тромбоз является одной из основных причин смерти при применении аппаратов ВК, поэтому улучшение их гемодинамических показателей на стадии проектирования является актуальной задачей. Высокие касательные напряжения, турбулентность и разделение потока крови, 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 [2] в сторону его уменьшения. Большое внимание при проектировании пульсирующих систем ВК уделяется клапанному аппарату, так как применение механических клапанов сердца (МКС) осложняется их склонностью к гемолизу и тромбообразованию. Известно, что уровень касательных напряжений в потоке, проходящем через МКС, связан с уровнем гемолиза [3], [4]. Осложнения из-за свертываемости могут возникать в результате пло-

хого 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.

Материалы и методы

Моделирование потока внутри кровяной камеры (КК) (рис. 1а) проводилось на основании ее реалистичной 3D-модели. Расчетная модель представляет собой внутренний объем КК с учетом реальной геометрии основного тела, клапанов, радиусов и переходов. Моделирование проводилось с двумя моделями МКС: двустворчатый модели «МедИндж-2» (НПП «МедИндж», Россия) и одностворчатый (дисковый) модели «МИКС» (ООО «Роскардиоинвест», Россия).

Данные клапаны имеют минимальный внешний диаметр – 17 мм и геометрическую площадь проходного отверстия 1,67 и 1,54 см² соответственно. Начальная позиция входных клапанов выбиралась следующим образом: дисковый клапан ориентировался так, что его большая часть открывалась в сторону наружной стенки, а скоба клапана была перпендикулярна диафрагме; двустворчатый клапан располагался таким образом, что открытые створки клапана были также перпендикулярны диафрагме. Поворот клапанов осуществлялся по часовой стрелке. Моделирование было проведено для положений клапанов 0, 30, 45°. Положение выходного клапана не изменялось (рис. 1б).

Данное исследование было сфокусировано на гемодинамических процессах, протекающих внутри КК системы ВК; с учетом того, что времена открытия и закрытия клапана значительно меньше длительности систолы и диастолы, движение створок клапанов не моделировалось и, как показано в работах [5], [6], оказывало второстепенное влияние на указанные процессы.

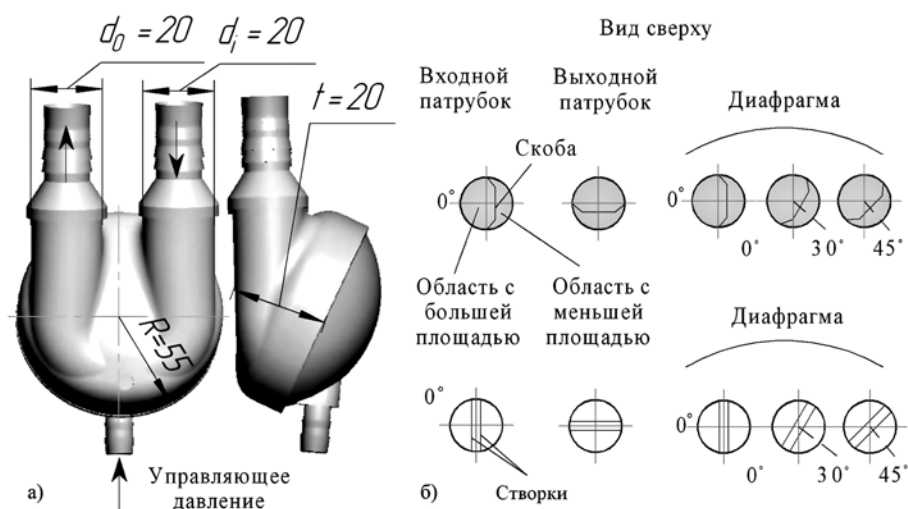


Рис. 1. Внешний вид системы ВК (а) и варианты расположения клапанов при моделировании (б)

Таким образом, при проведении исследования клапаны были в полностью открытом или закрытом состоянии, в зависимости от соответствующей фазы сердечного цикла. Для решения уравнений Навье-Стокса в нестационарной постановке использовалась система *ANSYS CFX* («ANSYS, Inc.», США). Параметры конечно-элементной модели были следующими: количество узлов – 298 224; количество конечных элементов – 1 669 390; вид элемента – tetrahedral; минимальная длина ребра – 10^{-5} м; максимальная длина ребра – $7 \cdot 10^{-4}$ м. В зонах клапана, патрубка, входа в камеру насоса крови было выполнено сгущение сетки. Кровь моделировалась как несжимаемая ньютоновская жидкость с плотностью 1060 кг/м³ и динамической вязкостью 0,0032 Па·с. Объем ударного выброса системы составлял 30 см³, артериальное (выходное) давление – 100/50 мм рт. ст., частота сердечных сокращений – 70 уд/мин. При решении системы уравнений Навье-Стокса была выбрана $k-\epsilon$ модель турбулентности [7]-[12]. Временные интервалы фаз диастолы и систолы были приняты одинаковыми, а именно 0,4 с. В процессе решения интервал разбивался на 200 шагов. Со стороны мембраны задавалось изменение управляющего давления, описываемое уравнениями (1), (2), деформация стенок не учитывалась. Моделирование было проведено при условии отсутствия скольжения на границе.

$$P_{mem.dia} = P_{dia} - P_{dia} (1+t) \sin\left(\frac{\pi}{T_{dia}}t\right), \quad t \in [0; T_{dia}]; \quad (1)$$

$$P_{mem.sys} = P_{sys} + P_{dia} (1+t) \sin\left(\frac{\pi}{T_{sys}}t\right), \quad t \in [0; T_{sys}], \quad (2)$$

где $P_{mem.dia}$, $P_{mem.sys}$ – изменение управляющего давления в пневмокамере в фазах диастолы и систолы; T_{dia} , T_{sys} – продолжительность фаз диастолы и систолы; P_{dia} , P_{sys} – диастолическое и систолическое давления; t – текущее время.

Моделирование позволило получить такие параметры гемодинамики как скорость потока внутри КК, пристеночные касательные напряжения (wall shear stress, WSS) и касательные напряжения Рейнольдса (Reynolds shear stress, RSS) [13], [14]. Также для проектируемой системы были определены числа Рейнольдса и Струхала [15], которые связаны с размерами насосов крови.

Результаты

Сравнительная оценка чисел Рейнольдса и Струхала для различных педиатрических систем ВК, работающих при 70 уд/мин, приведена в *табл. 1* [16]. Все версии приведенных систем имеют схожие значения между собой, сравнимые с физиологическими значениями [17].

Таблица 1

Числа Рейнольдса и Струхала для различных педиатрических систем ВК

Тип системы	Число Рейнольдса	Число Струхала
Penn State 50-cc device	1054	4,5
Yonsei 34-cc device	1500	7,7
Проектируемая система	1476	4,8
Toyobo 20-cc device	988	6,3
Penn State 15-cc device	1567	45,3
Berlin Heart 12-cc device	785	8,8
MEDOS-HIA 10-cc device	655	7,4

Анализ результатов моделирования, отображающих изменение скорости потоков, касательных напряжений Рейнольдса и пристеночных касательных напряжений в КК системы ВК, позволяет сделать предварительные выводы о наличии застойных зон, потенциально являющихся зонами развития тромбов и гемолиза.

Для оценки влияния типа входного клапана и угла его ориентации на поведение потоков внутри КК системы ВК проведено сравнение полей скоростей в фазу диастолы (*рис. 2*). При использовании клапана «МИКС» поток направляется по внутренним стенкам КК и движется в направлении выходного клапана. Максимальная скорость потока наблюдается при его прохождении через клапаны и снижается, попадая в КК. Для клапана «МИКС» максимальная скорость потока наблюдается при прохождении через область клапана с меньшей площадью. При установке клапанов под углами 0 и 30° наблюдается соединение потоков, проходящих через обе области клапана, в то время как для угла 45° поток, проходящий через область с меньшей площадью, направляется вдоль стенки, расположенной между входным и выходным патрубками, и способствует ее омыванию. Клапан «МедИнж-2» делит поток, проходящий через него, на три части, которые соединяются в один поток внутри КК при всех углах установки клапана. Поток с максимальной скоростью проходит через центральную область клапана и при всех трех его положениях направляется ближе к центру КК, что приводит к появлению зон с низкой скоростью потока вдоль внутренних стенок КК. Отсутствие хорошего омывания внутренних стенок в указанных областях может способствовать образованию застойных зон и тромбообразованию. Установка клапана «МИКС» под углом в 45° обеспечивает максимальное омывание внутренних стенок КК за счет «направления» входящего потока на стенку КК, и наблюдается максимальный эффект закручивания потока жидкости внутри КК в сторону противоположного патрубка.

Сравнение скоростей потока в фазу систолы показывает, что большее значение характерно для клапана «МИКС», чем для клапана «МедИнж-2». Максимальные скорости потока наблюдаются в тех же областях, что и в фазе диастолы для обоих типов клапанов.

Изменение скорости потока в фазу диастолы для обоих клапанов, расположенных под углом 45°, представлено на *рис. 3*. Графики изменения касательных напряжений Рейнольдса и пристеночных касательных напряжений в период сердечного цикла представлены на *рис. 4*. Касательные напряжения определены в трех точках. Меньшие касательные напряжения характерны для клапана «МИКС».

Сравнение значений касательных напряжений, возникающих при разных положениях клапана «МИКС», показало, что минимальные напряжения возникают при установке клапана под углом 45°. Во время фазы диастолы возникают меньшие касательные напряжения, чем в фазу систолы. При расположении клапана «МИКС» под углом в 45° амплитуды касательных напряжений для первой и второй точек имеют сходные значения, в то время как для углов 0 и 30° разница между касательными напряжениями Рейнольдса и пристеночными касательными напряжениями более выражена. Для обоих типов клапанов касательные напряжения Рейнольдса имеют большие значения, чем пристеночные касательные напряжения. Меньшие значения обоих типов касательных напряжений, возникающих при установке входного клапана под углом в 45°, способствуют менее интенсивному гемолизу эритроцитов и повышают гемодинамические показатели системы ВК.

Заключение

В данной статье основное внимание сфокусировано на оценке влияния типа и положения входного клапана на гидродинамические процессы, протекающие внутри КК во время работы системы ВК. Полученные результаты показали, что использование коммерчески доступного в России клапана «МИКС», установленного под углом 45°, обеспечивает хорошую омываемость внутренних стенок КК системы ВК. Хорошая омываемость и закручивание потока снижают риск тромбообразования при работе систем ВК. Отсутствие застойных зон, зон рециркуляции потока позволяет говорить о приемлемой конструкции камеры крови. Однако полученные результаты являются лишь одним из этапов оценки работы системы ВК. В настоящее время ведутся исследования, связанные с под-

бором типа и положения выходного клапана для обеспечения оптимальных гемодинамических параметров системы ВК.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых ученых в рамках проекта МК-5860.2015.8.

Список литературы:

1. Министерство здравоохранения Российской Федерации. Статистический отчет. – М., 2012.
2. 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.
3. 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 // *ASAIOJ*. 1993. Vol. 39. PP. 626-633.
4. 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. 123-148.
5. Rosenfeld M., Avrahami I., Einav S. Unsteady effects on the flow across tilting disk valves // *J. Biomech. Eng.* 2002. Vol. 124. PP. 21-29.
6. Avrahami I., Rosenfeld M., Raz S., Einav S. Numerical model of flow in a sac-type ventricular assist device // *Artif. Organs*. 2006. Vol. 30 (7). PP. 529-538.

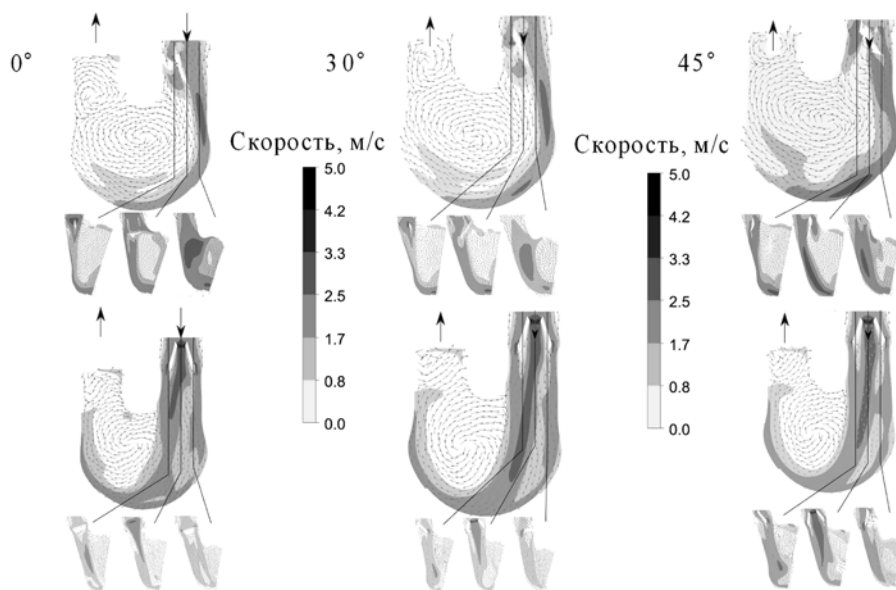


Рис. 2. Поля скоростей внутри камеры крови в момент времени окончания фазы диастолы для дискового клапана «МИКС» (вверху) и двустворчатого клапана «МедИнж-2» (внизу). Положения сечений показаны линиями

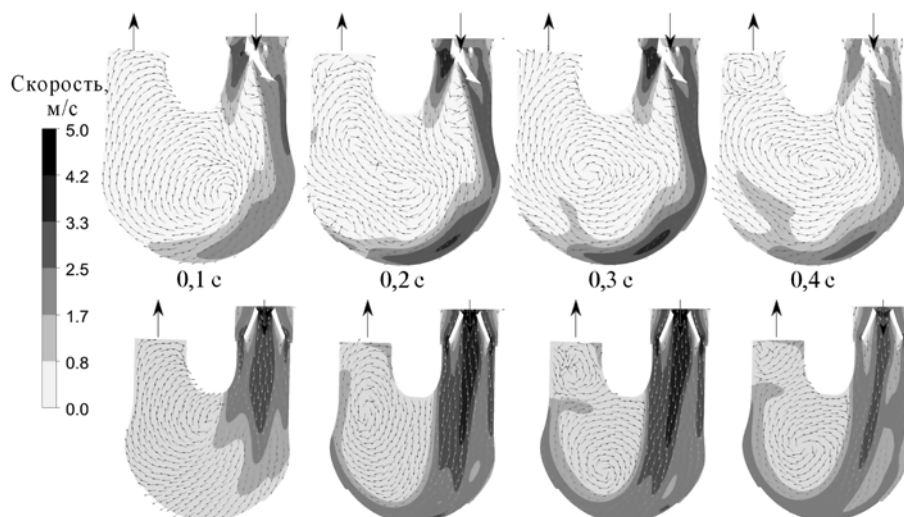


Рис. 3. Скорость потока в кровяной камере системы ВК при расположении клапанов под углом в 45° на 0,1; 0,2; 0,3; 0,4 с диастолы для одностворчатого клапана «МИКС» (вверху). Для сравнения приведены скорости потока для двустворчатого клапана «МедИнж-2», установленного в таком же положении (внизу)

7. 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. Vol. 49. PP. 24-28.
8. Беляев Л.В., Жданов А.В. Использование методов компьютерного моделирования в разработке искусственных желудочков сердца // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2011. № 13 (4). С. 97-100.
9. Avrahami I., Rosenfeld M., Einav S. The hemodynamics of the Berlin pulsatile VAD and the role of its MHV configuration // Ann. Biomed. Eng. 2006. Vol. 34. PP. 1373-1388.
10. 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. Vol. 38. PP. 65-86.
11. Throckmorton A.L., Untaroiu A., Allaire P.E. et al. Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device // Artif. Organs. 2004. Vol. 28. PP. 881-891.
12. Apel J., Neudel F., Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump // ASAIOJ. 2001. Vol. 47. PP. 552-558.
13. Okamoto K., Hashimoto T., Mitamura Y. Design of a miniature implantable left ventricular assist device using CAD/CAM technology // IJAO. 2003. Vol. 6. PP. 162-167.
14. Okamoto E., Fukuoka S., Iwasawa E., Mitamura Y. Computerassisted design for the implantable left ventricular assist device blood pump using computational fluid dynamics and computeraided design and manufacturing // J. Artif. Organs. 2001. Vol. 4. PP. 205-213.
15. Fung Y.C. Biodynamics circulation. – New York: Springer-Verlag, 1984.
16. Bachmann C., Hugo G., Rosenberg G., Deutsch S., Fontaine A.A. et al. Fluid dynamics of a pediatric ventricular assist device // Artif. Organs. 2000. Vol. 24. PP. 362-372.
17. Gharib M., Rambod E., Shiota T., Sahn D. Dynamic filling characteristic of the left ventricle of the heart / Proceedings of the 3rd International Symposium on Biofluid. Mechanics. 1994. PP. 343-345.

Леонид Викторович Беляев,
 канд. техн. наук, доцент,
 Александр Борисович Иванченко,
 канд. техн. наук, доцент,
 Алексей Валерьевич Жданов,
 канд. техн. наук, доцент,
 Валентин Васильевич Морозов,
 д-р техн. наук, профессор,
 Владимирский государственный университет
 им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,
 г. Владимир,
 e-mail: bly_vlsu@mail.ru

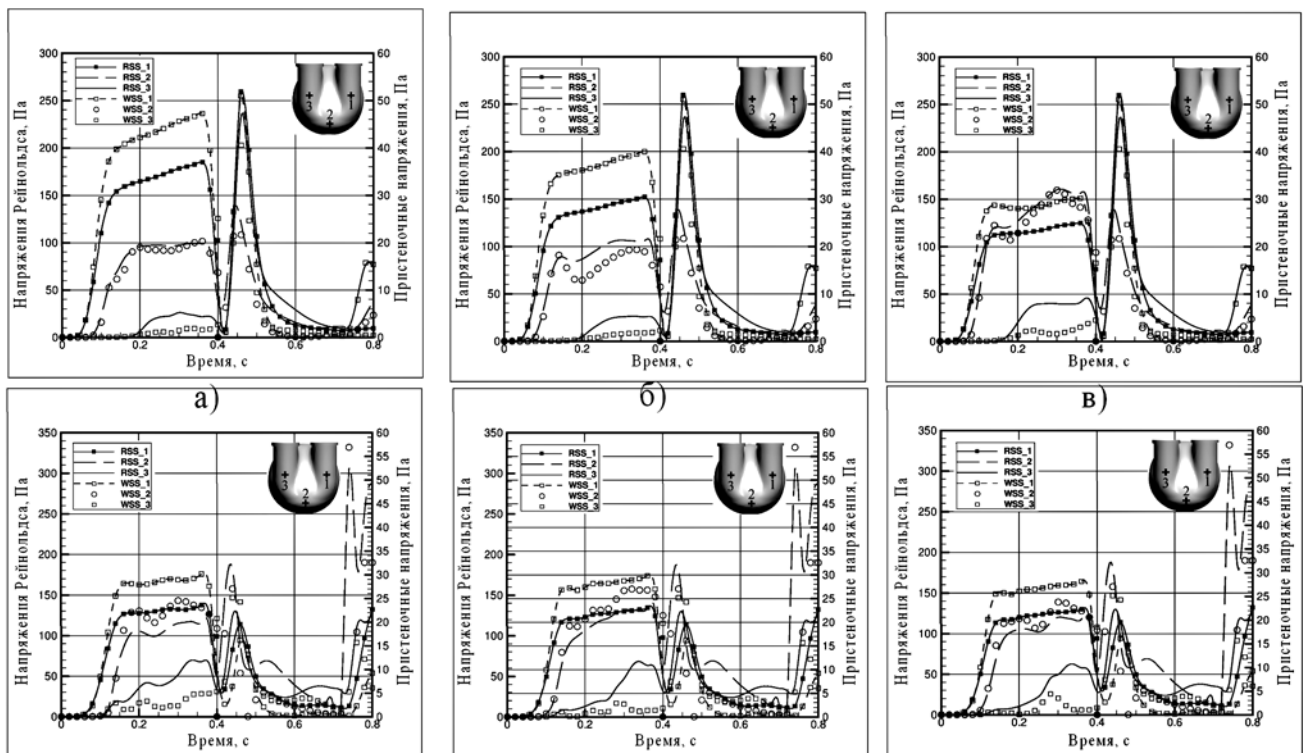


Рис. 4. Изменение касательных напряжений в течение сердечного цикла с ориентацией входного клапана 0° (а), 30° (б), 45° (в) для дискового клапана «МИКС» (вверху) и двустворчатого клапана «МедИнж-2» (внизу) для трех указанных точек: 1 – входной патрубков; 2 – центр кровяной камеры; 3 – выходной патрубков для обоих типов клапанов