

Д.В. Тельшев, М.В. Денисов, С.В. Селищев

Численное моделирование потока крови в роторном насосе для применения в детской кардиохирургии у пациентов, перенесших операцию по Фонтену

Аннотация

Приведены результаты первого этапа численного моделирования имплантируемого роторного насоса крови, который может быть рекомендован для применения в детской кардиохирургии у пациентов, перенесших операцию по Фонтену. Подготовлены две трехмерные модели насосов, соответствующие центробежному и осевому типам. Для каждой модели были получены расходно-напорные характеристики, оценено влияние геометрии насоса на поток крови в рабочей точке 2,5 л/мин. Для определения зон стагнации получена количественная оценка объема жидкости, где скорость потока лежит в пределах от 0 до 0,1 м/с. На основе распределения линий тока определены области образования вихревого течения. Численное моделирование течения жидкости в насосах выполнялось в программном комплексе вычислительной гидродинамики Fluent ANSYS 19.0.

Введение

Для лечения острой сердечной недостаточности (ОСН) широко используются системы механической поддержки кровообращения (СМПК) [1]-[3] на основе имплантируемых роторных насосов крови (РНК) осевого и центробежного типов [4]. Все коммерчески доступные СМПК предназначены для использования среди взрослого населения, что значительно снижает возможности их применения. Для использования СМПК в педиатрической кардиохирургии необходимы не только их миниатюризация и обеспечение минимального механического воздействия на кровь [5], но и оптимизация работы РНК в гемодинамическом диапазоне сердечно-сосудистой системы (ССС) ребенка [6].

Известно, что одной из основных причин смертности (6...10 %) среди новорожденных является наличие различных пороков ССС. Примерно 8 новорожденных из 1000 имеют заболевания ССС [7]. Пороки ССС у новорожденных, обусловленные наличием одного функционального желудочка сердца, требуют проведения хирургического вмешательства по Фонтену [8]. Эта операция позволяет направить обедненную кислородом венозную кровь напрямую в легочные артерии в обход сердца за счет работы одного функционального желудочка. У данного класса пациентов со временем наблюдается снижение гемодинамики вследствие нарастания симптомов ОСН [1], [9]. Использование медикаментозных средств не может существенно повысить гемодинамику, поэтому эффективным средством лечения является трансплантация сердца или применение СМПК [10], адаптированной к одножелудочковому кровообращению. На момент написания статьи трансплантация донорских органов среди детей запрещена на территории Российской Федерации, что подчеркивает важность разработки СМПК для применения в детской кардиохирургии. Несмотря на то что в последнее время наблюдаются тенденции в области развития СМПК для поддержки пациентов, перенесших операцию по Фонтену, все они находятся на стадии разработки [1], [11]. Рассматриваемая работа направлена на разработку РНК, предназначенного для работы в гемодинамическом диапазоне ССС ребенка, имеющего один функциональный желудочек сердца.

Материалы и методы

Для повышения уровня гемодинамики нами предложено использовать РНК на основе осевого или центробежного имплантируемого насоса крови, который предназначен создавать требуемый уровень гемодинамики в малом круге кровообращения. На первом этапе разработки были сформированы требования к группе пациентов, для которых будет разработан имплантируемый насос для поддержки гемодинамики у пациентов, перенесших операцию по Фонтену. На рис. 1 показан вид ССС в области проведения операции. Такой вид соединения кровеносных магистралей имеет название Total Cardio Pulmonary Connection (ТСПС).

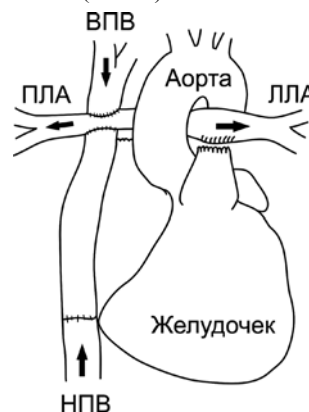


Рис. 1. Соединение ТСПС: НПВ – нижняя полая вена; ВПВ – верхняя полая вена; ЛЛА – левая легочная артерия; ПЛА – правая легочная артерия

В табл. 1 приведены основные физические свойства ТСПС. Для данного исследования наибольший интерес представляет возрастная группа до 5 лет. Исходя из представленных данных для проектируемого насоса был определен минимальный потребный напор, который должен находиться в пределах 0...15 мм рт. ст. при расходе от 0 до 3 л/мин без учета гидравлических потерь в кровеносных магистралах. Под потребным напором стоит понимать разницу давления на входе и выходе

Таблица 1

Физические свойства ТСПС у детей различных возрастных групп [12]-[23]

Возраст	ЛЛА, мм	ПЛА, мм	НПВ, мм	ВПВ, мм	Сердечный выброс, л/мин	Поток через ВВП, л/мин	Давление в ЛЛА, ПЛА, мм рт. ст.
1...5	8,8...11,5	8,4...10,5	4,4...7,5	4,1...7,3	1,4...3	1,1...1,6	11
6...10	12...14	11...12,6	8,6...13	8,2...12	3,1...4	1,7	11,5...13,5
11...15	14,4...16	13...14,3	14,1...18,5	12,9...16,6	4,1...5	1,2...1,7	12...16
16...20	16,5...18	14,7...15,8	19,6...24	17,6...21,3	5...6	1,2...1,8	15...25 (сис.) 8...15 (диас.)

из насоса, а под расходом – объем крови, проходящий через насос в единицу времени.

Были подготовлены две твердотельные модели различных модификаций разрабатываемого насоса. Первая модель показана на рис. 2 слева и представляет собой насос центробежного типа, состоящий преимущественно из неподвижного корпуса и вращающегося импеллера, на котором размещены 4 лопатки, равномерно расположенные по поверхности импеллера. Насос имеет следующие геометрические размеры: диаметр импеллера, диаметр входного сечения – 6,6 мм, диаметр выходного сечения – 10 мм. Импеллер имеет 4 лопатки, изогнутые в одном направлении.

Вторая модель насоса показана на рис. 2 справа и представляет собой насос осевого типа. Эта геометрическая модель подготовлена на основе имеющегося опыта в области проектирования насосов крови и имеет схожие конструктивные решения [5], [24], [25]. В состав модели входят неподвижная внешняя трубка, в которой размещаются стационарный спрямляющий аппарат на входе и диффузор на выходе, и импеллер, который располагается по центру модели. Импеллер имеет три лопатки, расположенные вдоль оси, которые раскручивают жидкость, придавая ей кинетическую энергию. Спрямляющий аппарат имеет расположенные под углом 120° три пилона, он необходим для минимизации завихрений потока перед импеллером. На диффузоре размещены три лопатки, закрученные в обратном направлении относительно лопаток импеллера. В диффузоре происходит преобразование кинетической энергии потока в потенциальную энергию давления. Насос имеет следующие геометрические размеры: диаметр проточной части – 9 мм; длина – 55,9 мм; высота лопаток – 2,3 мм.

Моделирование течения жидкости в насосах проводилось при использовании программного обеспечения ANSYS Fluent 19.0. В процессе моделирования на первом этапе были подго-

товлены сетки в модуле Meshing ANSYS на основе семейства тетраэдров и призм. Для обеспечения лучшей сходимости расчетного процесса в решателе сетки строились таким образом, чтобы в местах повышенной кривизны поверхностей, в узких зазорах, а также в пристеночном слое сетка имела повышенную плотность ячеек относительно основного объема. Таким образом были получены сетки с параметрами, приведенными в табл. 2.

Для моделирования использовали решатель на основе распределения давления (pressure-based), тип расчета был стационарный по времени. Из аналогичных исследований известно, что течение в полости насоса имеет турбулентный характер, поэтому для учета этого применялась модель турбулентности k- ω SST. В качестве граничных условий были выбраны статическое давление на выходе из насоса и массовый расход на входе. Параметры рабочей среды следующие: неньютоновская жидкость с плотностью 1055 кг/м³ и вязкостью 0,0024 Па·с. В качестве условия завершения итеративного процесса расчета принимались невязки для параметров статического давления на входе, расхода на выходе и максимальной скорости в расчетном объеме. Величина невязки была выбрана менее 0,001 на каждую итерацию.

Результаты и выводы

В результате моделирования течения жидкости в насосе были получены графики расходно-напорных кривых и гидравлической эффективности для обоих вариантов насосов, представленные на рис. 3.

Из рис. 3 видно, что осевой насос имеет более пологие расходно-напорные характеристики, что позволяет обеспечить более стабильный напор при различных значениях расхода [26].

В рабочей точке, соответствующей потоку 2,5 л/мин и напору 11 мм рт. ст. для центробежного насоса и 10 мм рт. ст.

Таблица 2

Параметры сеток для двух типов насоса

Тип насоса	Общее количество ячеек	Максимальный размер ячейки, мм	Высота пристеночного слоя, мкм	Локальные сгущения сетки, мкм
Центробежный	3 079 738	1	5	20...100
Осевой	2 116 609	1	5	20...100

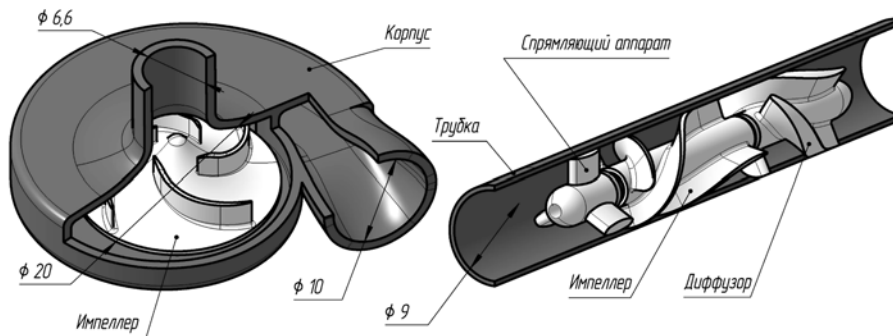


Рис. 2. Геометрические модели центробежного (слева) и осевого (справа) насосов

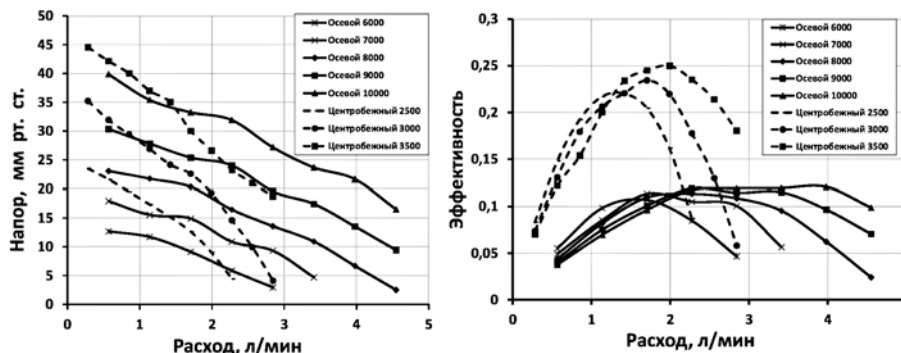


Рис. 3. Графики расходно-напорных характеристик и гидравлической эффективности насосов

для осевого насоса соответственно, было оценено поведение потока жидкости в полостях насосов с целью определения зон рециркуляции и стагнации как потенциальных источников формирования тромбов [27]. На рис. 4 показаны линии тока в полости каждого из насосов. Объем зон стагнации оценивался по распределению скорости в расчетной области. Зоны, в которых значение скорости потока находилось в пределах от 0 до 0,1 м/с, определялись как зоны стагнации. Расчеты показали, что в осевом насосе 8,3 % от общего объема соответствуют зонам стагнации, для центробежного насоса это значение равно 2,9 %, при этом заполняемые объемы равны 3,47 мл – для осевого и 3,27 мл – для центробежного насосов соответственно. Для оценки влияния насоса на кровь были получены значения касательных напряжений. Известно, что касательные напряжения, возникающие в потоке, могут оказывать существенное влияние на эритроциты крови [28]. В рассматриваемой работе было количественно оценено объемное распределение касательных напряжений относительно пороговых значений, соответствующих значениям 9, 50, 150 Па [29]. Согласно табл. 3, оба насоса оказывают соизмеримое влияние на кровь.

Таблица 3

Распределение касательных напряжений по объему в полостях насосов

Тип насоса	> 9 Па	> 50 Па	> 150 Па
Центробежный	6,09 %	1,89 %	0,13 %
Осевой	5,45 %	1,73 %	0,16 %

Отмечено, что на выходе из насоса центробежного типа наблюдается зона рециркуляции (рис. 4), обусловленная наличием обратных токов. В насосе осевого типа течение в области диффузора более плавное, зоны рециркуляции практически отсутствуют. В табл. 4 приведены рассчитанные времена пребывания частиц в полостях насосов. В обоих вариантах насоса средние времена нахождения частицы в полости различаются незначительно.

Таблица 4

Времена пребывания частиц в полостях насосов

Тип насоса	Количество треков	$T_{мин.}$, с	$T_{макс.}$, с	$T_{ср.}$, с
Центробежный	11	0,04019	0,1952	0,0807
Осевой	11	0,06922	0,1686	0,1057

Результаты проведенного моделирования показали, что оба насоса имеют схожее влияние на поток крови. Также сравнимы объемы зон стагнации, время пребывания частиц в полостях насосов и распределения касательных напряжений. Гидравлическая эффективность насоса центробежного типа выше, чем осевого. Насос осевого типа позволяет осуществлять поддержку гемодинамики у пациентов, перенесших операцию по Фонтену, в более широком диапазоне расхода при заданном напоре благодаря более пологим расходно-напорным характеристикам. Конструкция осевого насоса делает возможным его более компактное размещение в грудной клетке пациента за счет меньшего диаметра импеллера.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда. Соглашение № 18-79-10008.

Список литературы:

1. Throckmorton A.L., Chopski S.G. Pediatric circulatory support: Current strategies and future directions. Biventricular and univentricular mechanical assistance // ASAIO Journal. 2008. Vol. 54. № 5. PP. 491-497.
2. Russo P., Wheeler A., Russ J., Tobias J.D. Use of a ventricular assist device as a bridge to transplantation in a patient with single ventricle physiology and total cavopulmonary anastomosis // Pediatric Anesthesia. 2008. Vol. 18. № 4. PP. 320-324.
3. Sadeghi A.M., Marelli D., Talamo M., Fazio D., Laks H. Shortterm bridge to transplant using the BVS 5000 in a 22-kg child // Ann. Thorac. Surg. 2000. Vol. 70. № 6. PP. 2151-2153.
4. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3. PP. 207-210.
5. Denisov M.V., Selishchev S.V., Telyshev D.V., Frolova E.A. Development of medical and technical requirements and simulation of the flow-pressure characteristics of the sputnik pediatric rotary blood pump // Biomedical Engineering. 2017. Vol. 50. № 5. PP. 296-299.
6. David L.S. Morales et al. Lessons learned from the first application of the debakey vad child: An intracorporeal ventricular assist device for children // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2005. Vol. 24. № 3. PP. 331-337.
7. Tanner K., Sabrine N., Wren C. Cardiovascular malformations among preterm infants // Pediatrics. 2005. Vol. 116. № 6. PP. 833-838.

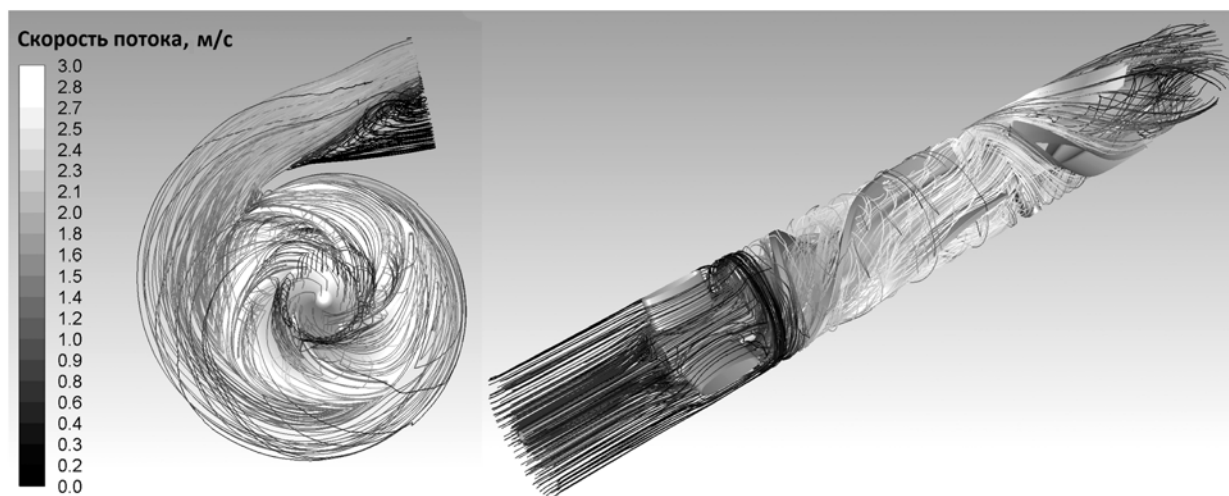


Рис. 4. Линии тока в рабочей точке в полости каждого из насосов

8. Jayakumar K.A., Addonizio L.J., Kichck-Christant M.R. et al. Cardiac transplantation after the Fontan or Glenn procedure // *Journal of the American College of Cardiology*. 2004. Vol. 44. № 10. PP. 2065-2072.
9. Gentles T.L., Mayer J.E., Gauvreau K. et al. Fontan operation in five hundred consecutive patients: Factors influencing early and late outcome // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1997. Vol. 114. № 3. PP. 376-391.
10. Senzaki H., Masutani S., Ishido H. et al. Cardiac rest and reserve function in patients with Fontan circulation // *Journal of the American College of Cardiology*. 2006. Vol. 47. № 12. PP. 2528-2535.
11. Lacour-Gayet F.G., Lanning C.J., Stoica S., Wang R., Rech B.A., Goldberg S., Shandas R. An artificial right ventricle for failing fontan: In vitro and computational study // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2009. Vol. 88. № 1. PP. 170-176.
12. Kutty S., Li L., Hasan R., Peng Q., Rangamani S., Danford D.A. Systemic venous diameters, collapsibility indices, and right atrial measurements in normal pediatric subjects // *Journal of the American Society of Echocardiography*. 2014. Vol. 27. № 2. PP. 155-162.
13. Knobel Z.I., Kellenberger C.J., Kaiser T., Albisetti M., Bergsträsser E., Buechel E.R. Geometry and dimensions of the pulmonary artery bifurcation in children and adolescents: Assessment in vivo by contrast-enhanced MR-angiography // *International Journal of Cardiovascular Imaging*. 2011. Vol. 27. № 3. PP. 385-396.
14. Salim M.A., DiSessa T.G., Arheart K.L., Alpert B.S. Contribution of superior vena caval flow to total cardiac output in children: A Doppler echocardiographic study // *Circulation*. 1995. Vol. 92. № 7. PP. 1860-1865.
15. Cheng C.P., Herfkens R.J., Lightner A.L., Taylor C.A., Feinstein J.A. Blood flow conditions in the proximal pulmonary arteries and vena cavae: Healthy children during upright cycling exercise // *American Journal of Physiology Heart Circulation Physiology*. 2004. Vol. 287. № 2. PP. 921-926.
16. Ovroutski S., Nordmeyer S., Miera O., Ewert P., Klimes K., Klimes T., Berger F. Caval Flow Reflects Fontan hemodynamics: Quantification by magnetic resonance imaging // *Clinical Research in Cardiology*. 2012. Vol. 101. № 2. PP. 133-138.
17. Cheng C.P., Herfkens R.J., Taylor C.A., Feinstein J.A. Proximal pulmonary artery blood flow characteristics in healthy subjects measured in an upright posture using MRI: The effects of exercise and age // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2005. Vol. 21. № 6. PP. 752-758.
18. Appleton C.P., Hatle L.K., Popp R.L. Superior vena cava and hepatic vein Doppler echocardiography in healthy adults // *Journal of the American College of Cardiology*. 1987. Vol. 10. № 5. PP. 1032-1039.
19. Wexler L., Bergel D.H., Gabe I.T., Makin G.S., Mills C.J. Velocity of blood flow in normal human venae cavae // *Circulation Research*. 1968. Vol. 23. № 3. PP. 349-359.
20. Kovacs G., Berghold A., Scheidl S., Olschewski H. Pulmonary arterial pressure during rest and exercise in healthy subjects: A systematic review // *European Respiratory Journal*. 2009. Vol. 34. № 4. PP. 888-894.
21. Rowe R.D., James L.S. The Normal Pulmonary Arterial Pressure During the First Year of Life // *The Journal of Pediatrics*. 1957. Vol. 51. № 1. PP. 1-4.
22. Fowler N.O., Westcott R.N., Scott R.C. Normal Pressure in the Right Heart and Pulmonary Artery // *American Heart Journal*. 1953. Vol. 46. № 2. PP. 264-267.
23. Lakatta E.G., Mitchell J.H., Pomerance A., Rowe G.G. Human aging: Changes in structure and function // *Journal of the American College of Cardiology*. 1987. Vol. 10. № 2. PP. 42-47.
24. Telyshev D.V., Denisov M.V., Selishchev S.V. The Effect of Rotor Geometry on the H-Q Curves of the Sputnik Implantable Pediatric Rotary Blood Pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 6. PP. 420-424.
25. Telyshev D.V., Denisov M.V., Pugovkin A., Selishchev S.V., Nesterenko I.V. The Progress in the Novel Pediatric Rotary Blood Pump Sputnik Development // *Artificial Organs*. 2018. Vol. 42. № 4. PP. 432-443.
26. Moazami N., Fukamachi K., Kobayashi M., Smedira N.G., Hoercher K.J., Massiello A., Lee S., Horvath D.J., Starling R.C. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: A translation from pump mechanics to clinical practice // *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2013. Vol. 32. № 1. PP. 1-11.
27. Chiu W.C., Slepian M.J., Bluestein D. Thrombus formation patterns in the HeartMate II ventricular assist device: Clinical observations can be predicted by numerical simulations // *ASAIO Journal*. 2014. Vol. 60. № 2. PP. 237-240.
28. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E. et al. A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: Shear stress, exposure time and hemolysis index // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2012. Vol. 134. № 8.
29. Thamsen B., Blümel B., Schaller J. et al. Numerical analysis of blood damage potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD rotary blood pumps // *Artificial Organs*. 2015. Vol. 39. № 8. PP. 651-659.

Дмитрий Викторович Тельшев,
 канд. техн. наук, доцент,
 зам. директора,
 Институт биомедицинских систем,
 Национальный исследовательский
 университет «МИЭТ»,
 г. Зеленоград,
 директор,
 Институт бионических технологий
 и инжиниринга,
 ФГАОУ ВО «Первый МГМУ
 им. И.М. Сеченова» Минздрава России,
 г. Москва,
 Максим Валерьевич Денисов,
 инженер,
 Сергей Васильевич Селищев,
 д-р физ.-мат. наук, профессор, директор,
 Институт биомедицинских систем,
 Национальный исследовательский
 университет «МИЭТ»,
 г. Зеленоград,
 e-mail: telyshev@bms.zone