# Численное моделирование работы искусственного сердечного клапана

В данной работе рассмотрена математическая модель, описывающая динамику искусственного сердечного клапана, движущегося под воздействием течение неоднородной несжимаемой жидкости с переменной вязкостью, а также метод ее численного решения. Приведены результаты моделирования работы трехстворчатого клапана, включая динамику движения лепестков, напряжение, возникающее на фиброзном кольце и лепестках, а также динамику распространения примесей.

## Введение

На сегодняшний день исследования в области сердечно-сосудистой системы человека востребованы как никогда. Это связано с двумя основными причинами:

* сердечно-сосудистые заболевания становятся все более распространненными в силу ряда социальных причин (экономические изменения, урбанизация и проч. приводят к изменению образа жизни многих людей) и увеличения влияния факторов риска (например, уменьшение физической активности) [1]. Каждый год в мире проводится примерно 250 000 операций по восстановлению или замене поврежденных сердечных клапанов, и наблюдается тенденция к росту этого числа [10].
* развитие технологий, используемых в медицине, позволяет получать более точные экспериментальные данные и выявлять новые явления и процессы, требующие объяснения.

Искусственные сердечные клапана являются одними из самых сложных инструментов, используемых в кардио хирургии. Они достаточно эффективно позволяют бороться с заболеваниями и повреждениями естесственных клапанов, но при этом вносят новые проблемы. Например, механические клапаны обладают высокой надежностью и долговечностью, но могут приводить к сильным деформациям потока, формированию сгустков кровяных клеток. Биологические клапаны лишены этого недостатка, однако они менее долговечны. математическое моделирование работы искусственного клапана может позволить получить более глубокое понимание происходящих процессов в нём и тем самым найти пути усовершенствования их конструкции.

В силу важности данной темы существует множество исследований по моделированию и численному решению работы сердечного клапана. Большинство из них акцентируют внимание только на самом клапане, анализе его поведения, деформации и напряжениях, возникающих под воздействием давления [18], [11]. При этом поток жидкости, приводящий в движение клапан, рассматривается достаточно упрощенно. Для того, чтобы построить более полную модель, необходимо рассматривать полноценное взаимодействие жидкости и клапана. Существует два основных подхода, которые позволяют это сделать.

Первый подход связан с использованием конечно-элементных методов ([16], [17], [2]). Используя их, можно хорошо учитывать сложную геометрию сердца, однако необходимость учитывать взаимодействие жидкости и гибких стенок приводит к постоянному перестраиванию расчетной сетки, чтобы удовлетворять меняющейся геометрии исследуемого объекта. Это приводит к существенным затратам времени и вычислительных ресурсов.

Широко распространен другой подход, который связан с методом погруженной границы ([15], [8], [13]). Он может применяться в задачах со сложной геометрией, но при этом не требует модификации сетки, и позволяет моделировать сколь угодно тонкие лепестки клапана.

В данной работе мы используем именно этот подход, и предлагаем описывать движение крови в упругих крупных кровеносных сосудах и искусственном сердечном клапане как трехмерное нестационарное течение вязкой несжимаемой жидкости с переменной плотностью и вязкостью (см. [9], [7], [4], [5]). Таким образом, целью работы является построение математической модели и метода решения задачи о движении створок искусственного клапана внутри кровеносного сосуда с учетом неоднородной структуры крови, а также о движении примеси (форменных элементов) внутри сосуда.

# Верификация и сравнение

В последние годы публикуется все больше работ, в которых представлены результаты тестирования метода погруженной границы, а также сравнение результатов, полученных для практических задач, с реальными данными. В [12] продемонстрировано сравнение расчетов течения жидкости в двумерном канале, где часть верхней стенки является гибкой, с помощью метода погруженной границы и произвольного Лагранжево-Эйлерова метода (Arbitrary Lagrangian-Eulerian Method). Результаты демонстрируют хороший уровень соответвия (см. рис. 1).

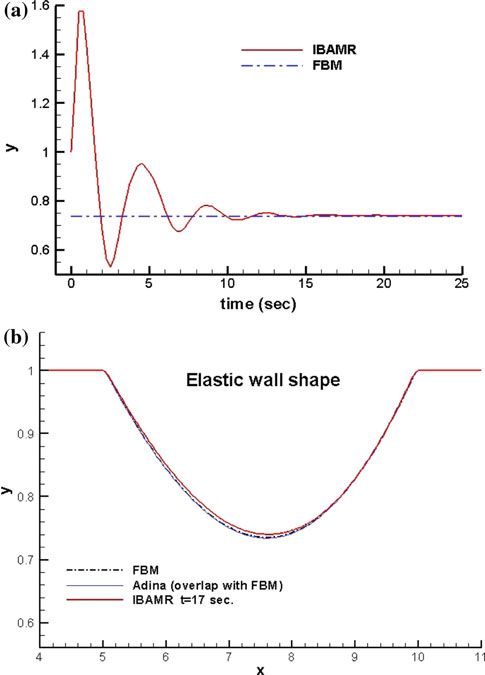
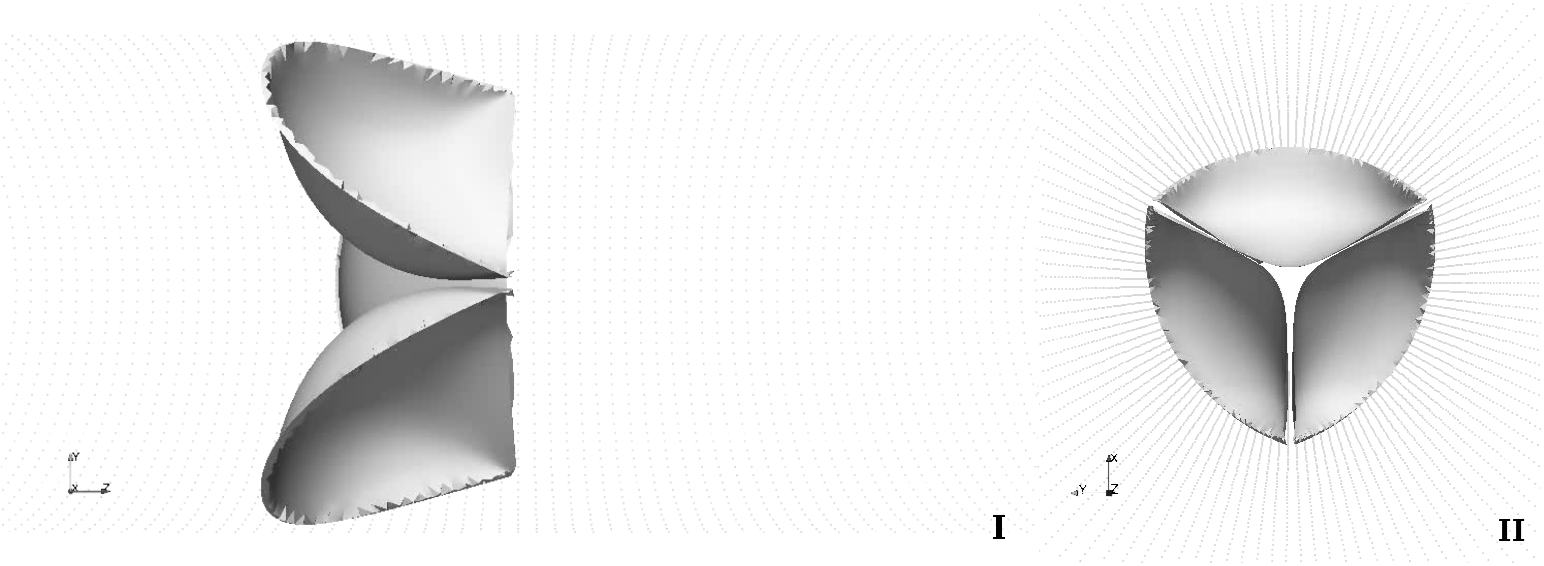


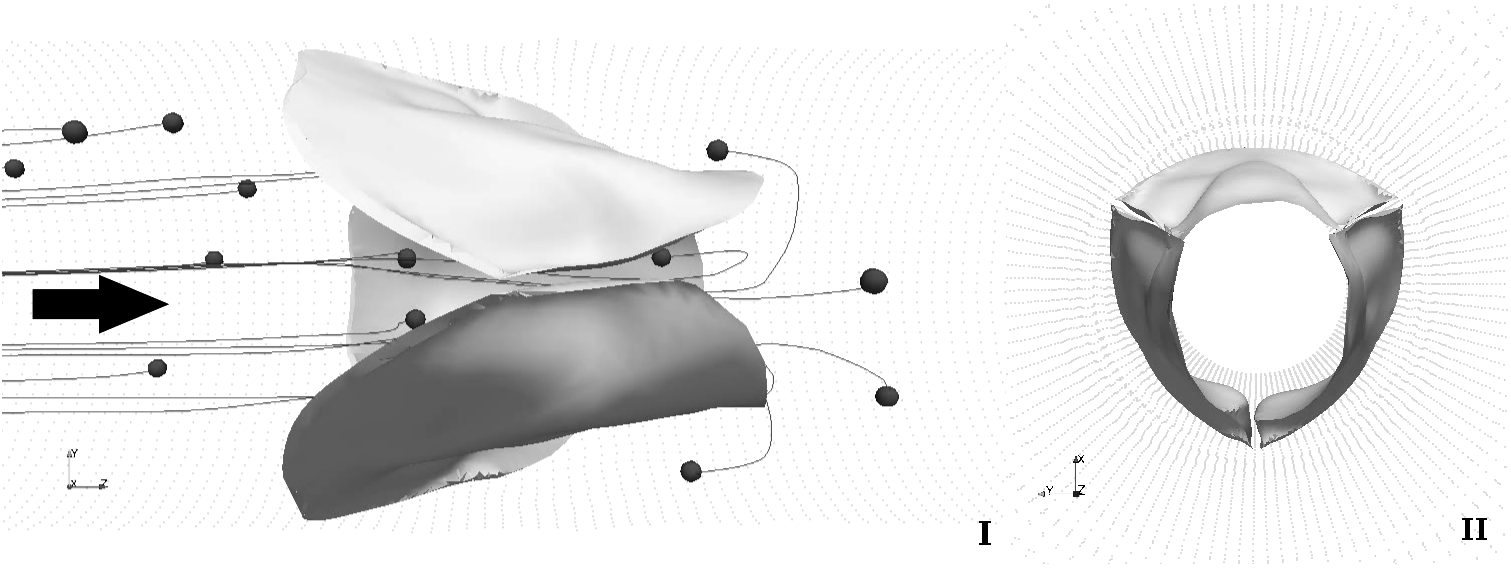
Рис. 1: Сравнение расчетов течения жидкости в двумерном канале методами IBM(на графиках обозначен как IBAMR) и ALE(на графиках обозначен как FBM, также приведены результаты схожего метода Adina). В задаче рассматривается течение жидкости в канале при наличии гибкой стенки. На графике приведена зависимость координаты по в центре гибкой границы в зависимости от времени. На графике представлена форма гибкой границы в момент времени

В [6] продемонстрировано сравнение некоторых парамеров, полученных в результате расчетов, с реальными данными, а также с другими работами. Например, объем, перекачиваемый за один удар сердца и пиковый объем по значениям отличаются от клинических данных [14] не более, чем на 15%, а пиковое давление на стенки величиной хорошо совпадают с литературными данными, в частости [3]. Параметры лепестков клапа в этой работе определялись эмпирически, жесткость волокон была равна

Приведем результаты некоторых тестовых расчетов, проведенных в рамках данной работы.

На рис. показана работа трехстворчатого клапана под воздейтвием давления жидкости с постоянной вязкостью и плотностью , и треки некоторых частиц.





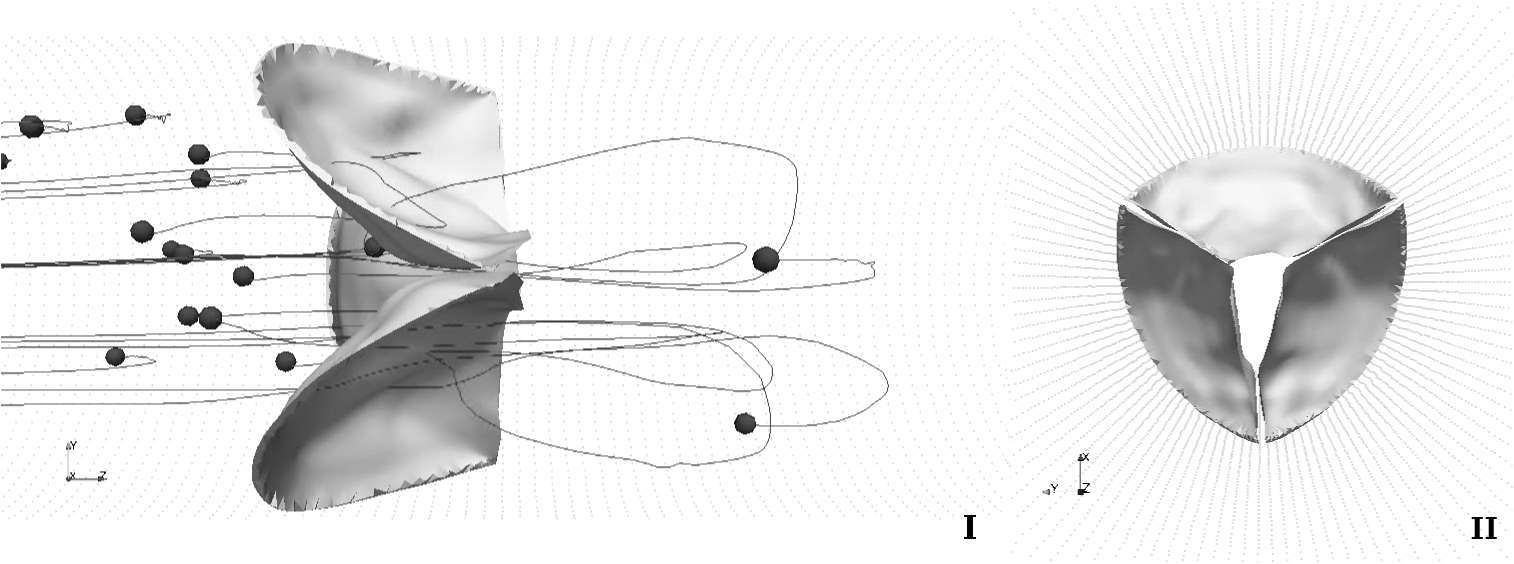
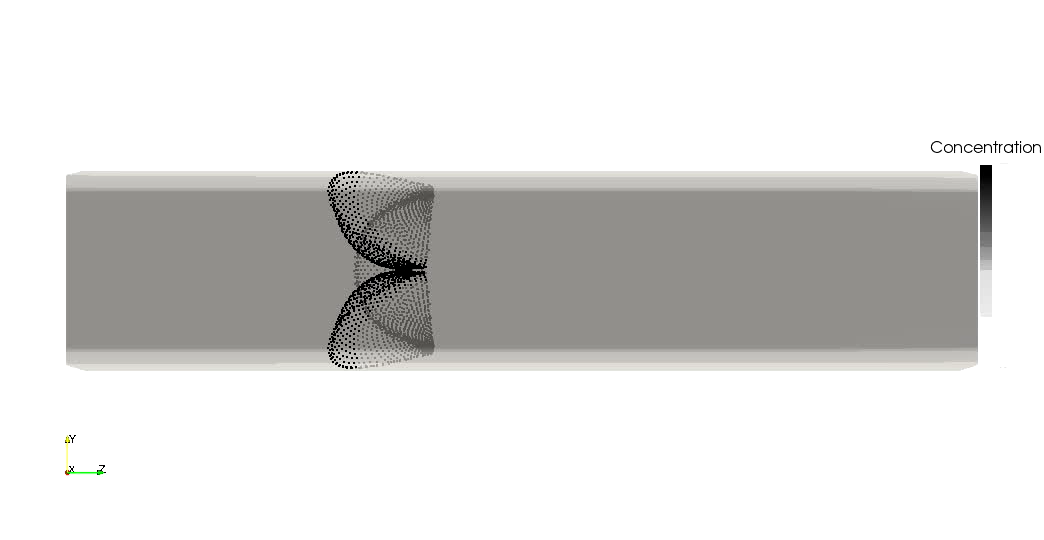
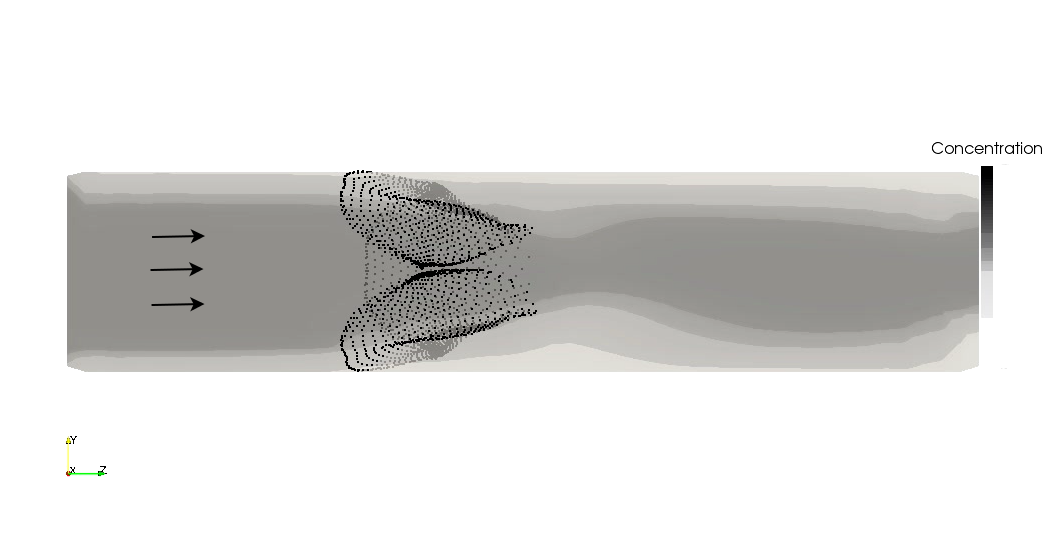


Рис. 2: Динамика лепестков клапана и треки некоторых частиц. Направление потока указано стрелкой. Показа вид сбоку (I) и вид спереди (II) a) , b) , c)

Как можно увидеть из рис. 2, лепестки клапана раскрываются при изменении разности давлений, а затем возвращаются в исходное положение при выравнивании давлений.

На рис. 3 показана работа трехстворчатого клапана под воздействием давления жидкости с переменной вязкостью и плотностью , . На задан постоянный приток примеси .





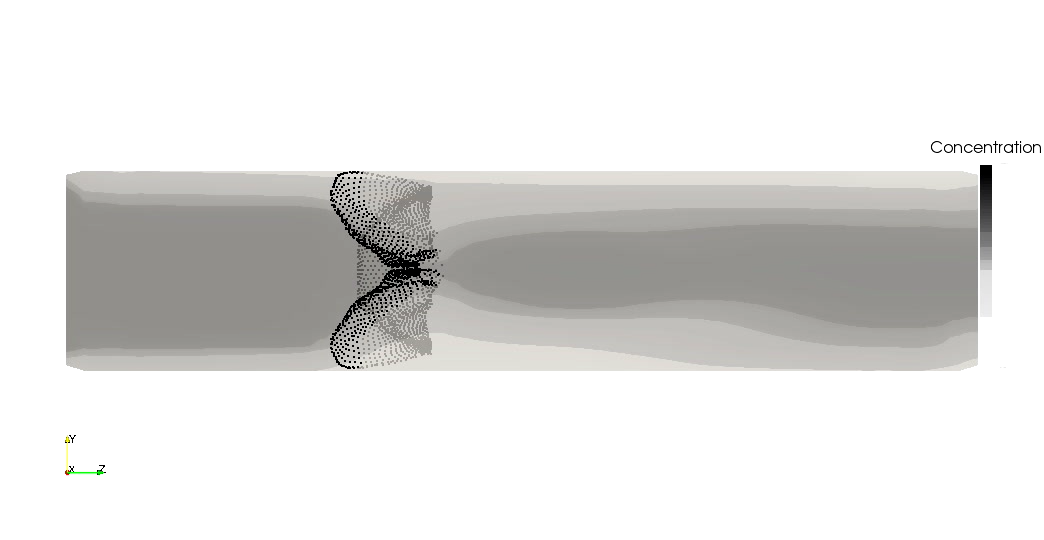


Рис. 3: Движение лепестков клапана с учетом переменной вязкости и плотности. Направление потока указано стрелками. На входе задан постоянный приток примеси , концентрация примеси в начальный момент ; a) , b) , c)

Как видно на рис. 3, начальное равномерное распределение примеси нарушается движением лепестков клапана. Итоговое осцилирующее распределение примеси соответствует циклам работы клапана.

На рис. 4 показано сравнение расхода жидкости, соответствующий 3м циклам работы клапана (отмечен точечной линией), с данными из исследования [8] (отмечен непрерывной линией). Несмотря на то, что в данной работе использовались безразмерные величины, графики демонстрируют качественное сходство. Каждый цикл содержит резкий подъем в начале, затем спад с перегибом и осциляцию в момент закрытия клапана. Расходы жикости для первого цикла отличаются сильнее, т.к. в [8] на первом шаге для клапана задавалось искусственное напряжение.

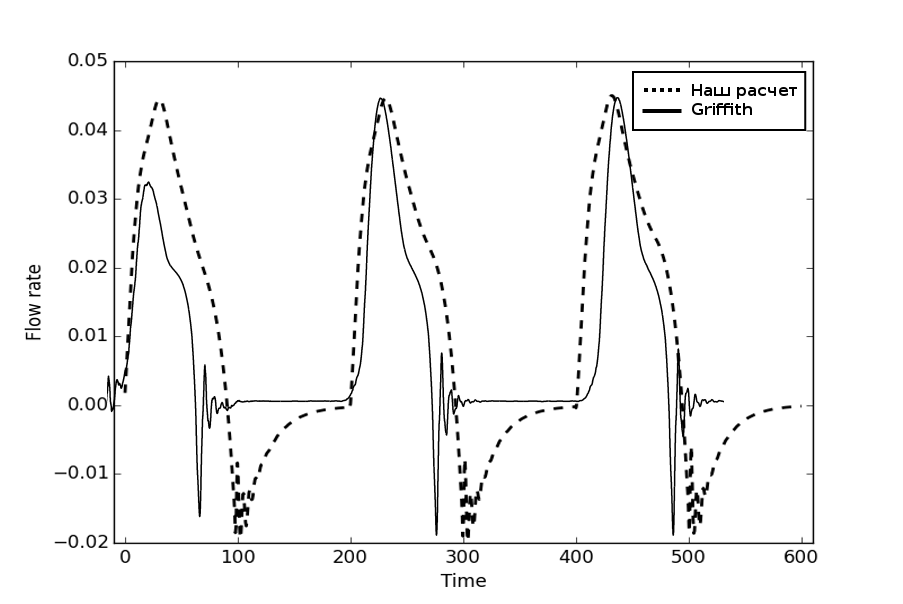


Рис. 4: График сравнения расхода жидкости

# Список литературы

1. Association A.H. Heart disease and stroke statistics // 2015.

2. Black M. [и др.]. A three-dimensional analysis of a bioprosthetic heart valve // Journal of Biomechanics. 1991. № 9 (24). C. 793–801.

3. Conti C.A. [и др.]. Dynamic finite element analysis of the aortic root from mRI-derived parameters // Medical engineering & physics. 2010. № 2 (32). C. 212–221.

4. Dolgov D., Zakharov Y. Mathematical modelling of artificial heart valve performance IEEE, 2015. 518–521 с.

5. Dolgov D., Zakharov Y. Numerical modeling of artificial heart valve Springer, 2015. 33–43 с.

6. Flamini V., DeAnda A., Griffith B.E. Immersed boundary-finite element model of fluid-structure interaction in the aortic root // arXiv preprint arXiv:1501.02287. 2015.

7. Geidarov N., Zakharov Y.N., Shokin Y.I. Solution of the problem of a viscous fluid flow with a given pressure differential // Russian Journal of Numerical Analysis and Mathematical Modelling. 2011. № 1 (26). C. 39–48.

8. Griffith B.E. Immersed boundary model of aortic heart valve dynamics with physiological driving and loading conditions // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. 2012. № 3 (28). C. 317–345.

9. Gummel E. [и др.]. Motion of viscous inhomogeneous incompressible fluid of variable viscosity // Zbornik radova konferencije MIT. 2013. C. 2013–14.

10. Institute D.C.R. Adult cardiac surgery database, executive summary // 2015.

11. Kim H.S. Nonlinear multi-scale anisotropic material and structural models for prosthetic and native aortic heart valves 2009.

12. Luo X. [и др.]. Effect of bending rigidity in a dynamic model of a polyurethane prosthetic mitral valve // Biomechanics and modeling in mechanobiology. 2012. № 6 (11). C. 815–827.

13. Ma X. [и др.]. Image-based fluid–structure interaction model of the human mitral valve // Computers & Fluids. 2013. (71). C. 417–425.

14. Murgo J.P. [и др.]. Aortic input impedance in normal man: Relationship to pressure wave forms. // Circulation. 1980. № 1 (62). C. 105–116.

15. Peskin C.S. The immersed boundary method // Acta numerica. 2002. (11). C. 479–517.

16. Taylor C.A., Hughes T.J., Zarins C.K. Finite element modeling of blood flow in arteries // Computer methods in applied mechanics and engineering. 1998. № 1 (158). C. 155–196.

17. Zhang Y., Bajaj C. Finite element meshing for cardiac analysis // Univ. of Texas at Austin: ICES Technical Report. 2004.

18. Бокерия Л. [и др.]. Механическое напряжение в створках митрального клапана и биопротеза в митральной позиции. влияние геометрии фиброзного кольца на величину напряжения створок. // Клиническая физиология кровообращения. 2008. (2). C. 73–80.