# 4.1 Научная проблема, на решение которой направлен проект

Математическое моделирование искусственных сердечных клапанов - крайне широкая область с большими возможностями для решения различных практических проблем. Одной из самых главных является проблема оптимизации конструкции искусственного сердечного аппарата, для лучшего соответствия требуемым параметрам функционирования. Для решения этой задачи необходимо учитывать большое количество факторов, влияющих на динамику системы "клапан-жидкость", и большинство существующих исследований на эту тему описывают лишь небольшую часть из них.

# 4.2 Актуальность проблемы для данной отрасли знаний, научная значимость решения проблемы

На сегодняшний день исследования в области сердечно-сосудистой системы человека востребованы как никогда. Это связано с двумя основными причинами: во-первых, 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 [2]. Во-вторых, для улучшения качества и продления жизни пациентов с вживлёнными искусственными сердечными клапанами требуется совершенствовать их конструкции. Но при моделировании такой сложной системы необходимо учитывать как можно больше факторов. Понимание того, как влияет неоднородная структура крови на паттерны распределения напряжения, наиболее "напряженные точки" створок, на итоговое течение сквозь клапан, позволит при проектировании сделать их более надежными и близкими по характеристикам к оптимальным.

# 4.3 Конкретная задача в рамках проблемы, на решение которой направлен проект, ее масштаб

* Моделирование работы искусственного клапана с учетом неоднородной структуры крови. В данной работе мы показываем влияние, которое оказывает неоднородность на динамику системы. Оно зачастую оказывается достаточно сильными и серьезно влияет, например, на распределение напряжения на поверхности створчатого аппарата.
* Применение описанных моделей для моделирования клапана "Юнилайн", для выяснения его конструктивных особенностей, режимов работы и прочих характеристик.

# 4.4 Научная новизна поставленной задачи, обоснование достижимости решения поставленной задачи и возможности получения запланированных результатов.

Новизна данной работы заключается в исследовании особенностей работы клапанов уникальной конструкции, а также учет фактора неоднородной структуры крови. Данная задача является достижимой, т.к. для ее достижения мы комбинируем уже разработанные нами методы и подходы, опробованные при решении других задач.

# 4.5 Современное состояние исследований по данной проблеме, основные направления исследований в мировой науке

Большинство исследований, посвященных проблемам искусственных сердечных клапанов, можно отнести к одной из двух категорий:

* Работы с акцентом на свойствах и динамике самого клапана как отдельного объекта. Для моделирования обычно используются сложные и достаточно реалистичные модели, но при этом используется упрощенное описание для жидкости внутри клапана. Например, рассматривается поведение клапана под воздействием статического давления жидкости.
* Работы, в которых система "клапан-жидкость" рассматривается как единое целое, с учетом их взаимного влияния. В таких работах обычно используются наиболее детальные модели для описания жидкости, что приводит к необходимости решения трех задач - моделирования клапана, моделирования жидкости, расчет взаимодействия "клапан-жидкость".

Если говорить более детально, то на данный момент можно выделить следующие основные направления исследований:

* Моделирование зависимости распределения напряжения по поверхности створчатого аппарата в зависимости от его геометрической структуры и использованных материалов [3], [4].
* Исследование уровня биологической совместимости и эффектов отторжения искусственных клапанов при использовании различных материалов [5].
* Моделирование биологической системы "клапан-жидкость" как единое целое с помощью метода погруженной границы [6].

В свою очередь в силу ряда особенностей в последнем пункте также можно выделить ряд отдельных направлений:

* Развитие теоретической стороны метода погруженной границы, например, использование для моделирования двумерных мембран вместо одномерных фибр [7], или моделирование погруженных структур, обладающих массой [8].
* Разработка новых моделей для моделирования деформации створчатого аппарата [9]
* Улучшение используемых в методе погруженной границы моделей, для того, чтобы учитывать больше деталей и сделать результат моделирования ближе к реальным экспериментальным данным [10], [11].

# 4.6 Основные мировые научные конкуренты

В данной работе представлено два основных направления:

* применение построенного математического аппарата для моделирования уникальных клапанов в сотрудничестве с Кемеровским кардиологическим центр (лаборатория новых биоматериалов, отделение экспериментальной и клинической кардиологии, лаборатория клеточных технологий НИИ КПССЗ СО РАН).
* разработка и использование новых моделей и методов решения задач для неоднородной многокомпонентной жидкости.

В рамках первого направления в силу уникальности рассматриваемых клапанов, о научной конкуренции говорить трудно. Нам известны работы, посвященные либо клапанам "идеальной" формы, либо релиастичным клапанам, отличным от исследуемых в данной работе.

Второе направление также на сегодняшний день является малоисследованным. На данный момент существуют крайне небольшое количество работ, посвященных использованию метода погруженной границы с учетом неоднородной структуры крови для моделирования работы искусственных сердечных клапанов [12], [13]. Все они представляют собой описание базового математического аппарата, который авторы предполагают использовать, и примеры тестовых двухмерных задач без дальнейшего нам известного развития. Поэтому с уверенностью можно сказать, что подход, описанный в данной работе, а также полученные результаты являются более развитыми.

# 4.7 Предполагаемые методы и подходы, ...

Рассмотрим нестационарную задачу о течении крови внутри сосуда. Кровь состоит из плазмы и взвешенных в ней форменных элементов. Стенки сосуда являются гибкими и изменяют свою форму под воздействием течения крови. Будем моделировать кровь как вязкую несжимаемую двухкомпонентную жидкость, а стенки сосуда – как непроницаемую поверхность цилиндрической формы, обладающую заданной жесткостью. Задача о течении крови описывается нестационарной системой дифференциальных уравнений Навье-Стокса [zaharov\_miloshevich] с переменными вязкостью и плотностью. Т.к. физически кровь является неоднородной, то концентрацию примеси будем описывать уравнением конвекции [14]. Для моделирования динамики гибких стенок сосуда и створок искусственного сердечного клапана определяются силы, возвращающие их в равновесное положение [8].

Для решения полученной задачи воспользуемся методом погруженной границы [8], который основан на том, что моделирование обтекания тела возможно с помощью формирования соответствующего поля внешних массовых сил. Влияние стенок сосуда и клапанов на течение будем учитывать с помощью добавления массовых сил в уравнение движения жидкости. Т.о. алгоритм решения будет следующим - на прямоугольной сетке с помощью схем расщепления по физическим факторам вычисляется значение скорости жидкости; затем решаем уравнение конвекции, т.е. определяем концентрацию примеси в области решения и пересчитываем значение плотности и вязкости. Далее вводим новую лагранжевую сетку, на которой определяем деформацию сосуда или створок клапана под воздействием движения жидкости, и вычисляем значение сил, противодействующих деформации. После этого находим новое распределение массовых сил в уравнении движения жидкости.

# Литература:

1: Association A.H., Heart disease and stroke statistics, 2015

2: Institute D.C.R. Adult cardiac surgery database, executive summary, 2015.

3: Бокерия Л.А., Скопин И.И., Сазоненков М.А., Тумаев Е.Н., Механическое напряжение в створках митрального клапана и биопротеза в митральной позиции. Влияние геометрии фиброзного кольца на величину напряжения створок/Клиническая физиология кровообращения, 2008, №2

4: Kim H.S. Nonlinear multi-scale anisotropic material and structural models for prosthetic and native aortic heart valves. Georgia Institute of Technology (2009)

5: Stapleton, Scott E., et al. "Effect of reinforcement volume fraction and orientation on a hybrid tissue engineered aortic heart valve with a tubular leaflet design." Advanced Modeling and Simulation in Engineering Sciences 2.1 (2015): 1.

6: Griffith BE, Luo X, McQueen DM, Peskin CS. Simulating the fluid dynamics of natural and prosthetic heart valves using the immersed boundary method. International Journal of Applied Mechanics. 2009 Mar;1(01):137-77.

7: J.M. Stockie, Modelling and simulation of porous immersed boundaries, Comput. Struct. 87 (2009) 701–709.

8: Mori Y, Peskin CS. Implicit second-order immersed boundary methods with boundary mass. Computer methods in applied mechanics and engineering. 2008 Apr 15;197(25):2049-67.

9: Hsu MC, Kamensky D, Xu F, Kiendl J, Wang C, Wu MC, Mineroff J, Reali A, Bazilevs Y, Sacks MS. Dynamic and fluid–structure interaction simulations of bioprosthetic heart valves using parametric design with T-splines and Fung-type material models. Computational mechanics. 2015 Jun 1;55(6):1211-25.

10: Boyce E.G. Immersed boundary model of aortic heart valve dynamics with physiological driving and loading conditions // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. 1–29, 2011

11: Flamini, Vittoria, Abe DeAnda, and Boyce E. Griffith. "Immersed boundary-finite element model of fluid-structure interaction in the aortic root." (2015).

12: Fai TG, Griffith BE, Mori Y, Peskin CS. Immersed boundary method for variable viscosity and variable density problems using fast constant-coefficient linear solvers I: Numerical method and results. SIAM Journal on Scientific Computing. 2013 Oct 10;35(5):B1132-61.

13: Du J, Guy RD, Fogelson AL. An immersed boundary method for two-fluid mixtures. Journal of computational physics. 2014 Apr 1;262:231-43.

14: Milosevic~H., Gaydarov~N.:A., Zakharov~Y.:N. Model of incompressible viscous fluid flow driven by pressure difference in a given channel // International Journal of Heat and Mass Transfer, 2013. Vol.~62, P.~267--274