

УДК 539.3

Моделирование гемодинамики коронарной артерии человекаА.И. Андренков

Научный руководитель: доцент, к.ф.-м.н., Б.С. Мерзликин, д.м.н. К.В. Завадовский
Национальный исследовательский Томский политехнический университет,
Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050
E-mail: aia21@tpu.ru

Modeling of human coronary artery hemodynamicsA.I. Andrenkov

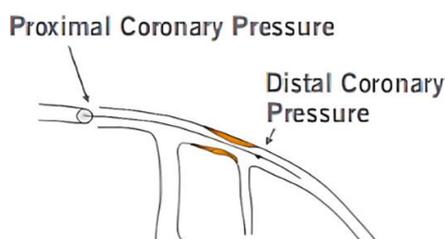
Scientific Supervisor: Ass. Prof., Dr., B.S. Merzlikin, Dr., K.V. Zavadovskiy
Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050
E-mail: aia21@tpu.ru

Abstract. *The study explores non-invasive methods, particularly computational fluid dynamics (CFD), for assessing fractional flow reserve (FFR) in ischemic heart disease. By simulating blood flow without invasive procedures, it addresses challenges in modeling stenosis-induced turbulence and emphasizes viscosity considerations.*

Key words: *hemodynamic, Navier-Stokes equations, numerical modeling.*

Введение

В настоящее время ишемическая болезнь сердца (ИБС) представляет собой наиболее распространенное и смертельно опасное сердечное заболевание [1], связанное с образованием в сосудах бляшек, частично преграждающих кровотоки, что называется стенозом. Оценкой степени значимости стеноза служит фракционный резерв кровотока (FFR) – отношение максимального кровотока в пораженной коронарной артерии к теоретическому максимальному кровотоку в нормальной коронарной артерии. Идеальное значение этого параметра – 1.0. Значения FFR менее 0.75–0.80 могут свидетельствовать о наличии ишемии. Наглядное представление данного параметра представлено на рисунке 1.



$$FFR = \frac{\text{Proximal Coronary Pressure}}{\text{Distal Coronary Pressure}}$$

Рис.1. Наглядное представление параметра FFR

Методы определения FFR делятся на две основных группы – инвазивные и неинвазивные. Первые предполагают собой вмешательство в тело человека, когда цель вторых – обойтись без него. Именно неинвазивные методы представляют наибольший интерес.

Один из неинвазивных (не требующих вмешательства в тело человека) методов определения FFR – моделирование потока крови в коронарных артериях при помощи вычислительной гидродинамики. Динамика вязкой несжимаемой жидкости моделируется системой, состоящей из уравнений Навье-Стокса и уравнения непрерывности:

$$\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v}\nabla)\mathbf{v} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + \frac{\eta}{\rho}\Delta\mathbf{v},$$

$$\nabla\mathbf{v} = 0$$

где ρ – плотность жидкости, t – время, \mathbf{v} – вектор скорости, p – давление, η – динамическая вязкость жидкости. Динамическая вязкость жидкости определяет меру ее сопротивления внешней деформации.

Возникновение явления турбулентности тесно связано с числом Рейнольдса. Для цилиндрической геометрии оно рассчитывается по формуле

$$R = \frac{v \cdot d \cdot \rho}{\eta}$$

где v – модуль скорости потока, d – диаметр цилиндра (сосуда), ρ – плотность жидкости, η – динамическая вязкость. Считается, что явление турбулентности возникает при значениях больше 2000 [2].

Для граничных условий можно выделить три основных типа:

1. Вход (Inlet). Определяет поведения системы на входе. Чаще всего задается профиль скоростей;
2. Выход (Outlet). Определяет поведения системы на выходе. Чаще всего задается давление;
3. Стенка (Wall). Для вязкой жидкости задается равенство нулю всех компонент скорости в пристеночном слое.

Применение прямого численного моделирования к уравнениям Навье-Стокса приводит к неоправданно большим затратам вычислительных мощностей. Поэтому, активно применяются различные модели турбулентности.

Одна из таких моделей – LES (Large Eddy Simulation). В рамках данной модели полагается, что большие вихри потока зависят от геометрии, в то время как вихри меньших масштабов более универсальны. Фильтрация обычно производится с помощью свертки. Переменные течения делятся на разрешимую и подсеточные части. Для разрешимой части решается немного видоизмененное уравнение Навье-Стокса

$$\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v}\nabla)\mathbf{v} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + (\nu + \nu_t)\Delta\mathbf{v}$$

где ν_t – вихревая вязкость. Подсеточная часть моделируется различными модели, основанными зачастую на гипотезе Буссинеска.

В рамках RANS-модели (Reynolds-Averaged Navier-Stokes) переменные течения, делятся на усредненную и флуктуационные части. Уравнение Навье-Стокса преобразуется к следующему виду:

$$\frac{\partial \bar{v}_i}{\partial t} + \bar{u}_j \frac{\partial \bar{v}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\nu \frac{\partial \bar{v}_i}{\partial x_j} - \rho \overline{v'_i v'_j} \right)$$

Здесь штрихом обозначены флуктуационные части, а черта сверху означает усреднение по времени. Уравнения теперь имеют еще два дополнительных неизвестных члена, известные как напряжения Рейнольдса. Смысл моделей RANS-семейства дополнить систему дополнительными уравнениями, чтобы она стала замкнутой. Самыми известными моделями данного семейства являются модели k-epsilon и k-omega, основанные на турбулентной кинетической энергии и диссипации [3].

Экспериментальная часть

В качестве набора данных были взяты анонимные результаты КТ-исследований пациентов, предоставленные томским НИИ Кардиологии. Исследование производилось в несколько этапов:

1. Сегментация коронарной артерии по КТ-снимкам пациента;

2. Коррекция полученной геометрии;
3. Подготовка расчетной модели, выбор модели турбулентности, задание граничных и начальных условий, создание сетки;
4. Проведение расчетов и анализ результатов.

В рамках данной работы для сегментации коронарной артерии применялось ПО 3D Slicer, с последующей корректировкой геометрии в программе Blender. Оба программных обеспечения являются открытыми. Моделирование гемодинамики производилось в отечественном ПО ЛОГОС [4].

Чтобы корректно произвести сегментацию, исследование должно быть достаточно хорошего качества – на нем должно присутствовать минимум шумов и должны отсутствовать различные артефакты (например, смещение снимков). В данной работе использовались результаты обследования пожилого мужчины.

Для проведения расчетов была выбрана k-ε модель турбулентного течения. Параметры крови: плотность – 1080 г/см^3 ; молекулярная вязкость – $0.0035 \text{ Па}\cdot\text{с}$ [5].

Результаты

На рисунке 2 приведена итоговая карта распределения давлений.

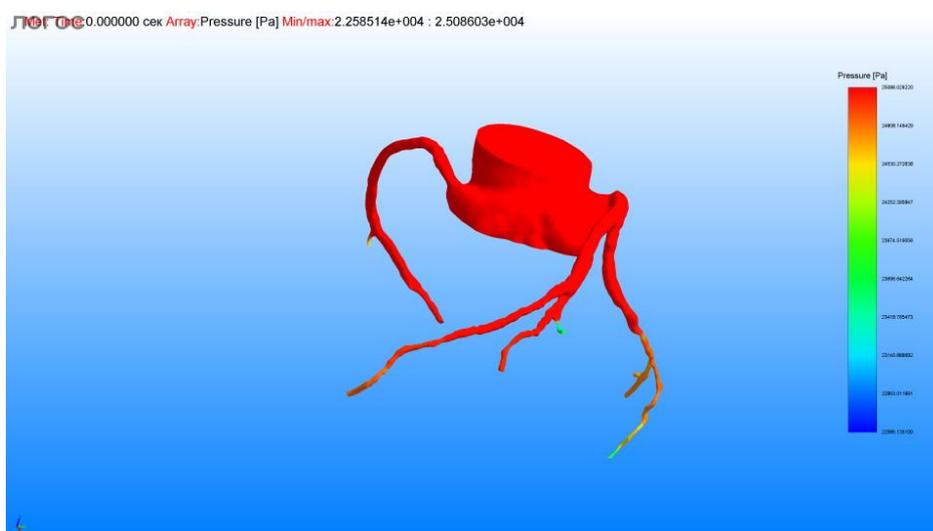


Рис.2. Карта распределения давлений

Работы выполнены в рамках проекта № ПИШ-НИР-2023-006.

Список литературы

1. Timmis A, Townsend N, Gale CP, Torbica A, Lettino M, Petersen SE et al. European Society of Cardiology: Cardiovascular Disease Statistics 2019 // European Heart Journal. – 2020. – V. 41(1). P. 12–85. DOI: 10.1093/eurheartj/ehz859
2. Murgo JP. Systolic ejection murmurs in the era of modern cardiology: What do we really know? // J. Am Coll Cardiol. – 1998. – V. 32 (6). – P. 1596–602.
3. Kornev N., Chernova I. Lectures of computational fluid dynamics and heat transfer with application to human thermodynamics // 1-е изд. – Rostok. – 2013. – 230 с.
4. Пакет программ ЛОГОС // ЛОГОС Росатом URL: <https://logos-support.ru/logos/> (дата обращения: 29.02.2024).
5. Загатина А.В., Журавская Н.Т., Неинвазивная оценка параметров коронарного кровотока во время тестов с физической нагрузкой в популяции здоровых лиц // Медицинская визуализация. – 2016. – № 1. – С. 25–30.