**Сценарий доклада.**

Здравствуйте, тема нашего проекта «Математическое моделирование крови в микрососудах»

**Введение.**

Это исследование является актуальным, поскольку моделирование движения крови в сосудистой сети мозга является важным для предсказания ситуаций, связанных с гипоксией, следствием которой может являться гибель клеток мозга, снижение когнитивных функций и физиологической активности и даже смерть человека.

Также оно направлено на изучение движения крови в отдельном микрососуде, что может быть использовано в дальнейшем для моделирования кровообращения в капиллярной сети мозга.

Цель работы – разработка алгоритма для изучения движения крови в отдельном микрососуде, выявление закономерностей.

**Характеристики движения крови в микрососудах.**

Моделирование сосудов будет происходить со следующими характеристиками

* Диаметр капилляра 4-8 µm, длина 50-150 µm;
* Объем эритроцита 88 ;
* Кровь рассматривается как двухфазная жидкость, состоящая из плазмы и эритроцитов, где эритроциты моделируются как жидкость с высокой вязкостью;

На слайде представлены изображения человеческой крови в стеклянных при гематокрите 0,2 – слева, гематокрите 0, 4 – справа. Гематокрит – это доля эритроцитов крови.

**Модельная область.**

Из схематического рисунка следует, что поток крови представляется как последовательность эритроцитов (RBC), движущихся друг за другом с потоком плазмы.

Re – радиус эритроцита

Rc – радиус капилляра

Le – длина эритроцита

Lp – длина плазмы между эритроцитами

Параметр описывает деформацию эритроцитов. Дугу отклонения описываем параболой, которая однозначно определяется радиусом RBC и параметром Следует отметить, что при деформации объем эритроцита не меняется.

**Вычислительная область.**

С учетом угловой симметрии, движение крови рассматривается в области Ω, в плоскости двух цилиндрических координат: радиальной и продольной

стенка сосуда

область втекания крови

область стекания крови

**Постановка задачи.**

Сформулируем задачу, будем использовать уравнение Стокса, где u – это вектор скорости, p – давление, – переменная вязкость. Если происходит попадание в область эритроцита, то значение переменной вязкости равно 0.1 (ноль целых одна десятая), если в область плазмы, то 0.001 (ноль целых одна тысячная).

Зададим граничные условия.



(первое условие) – задает прилипание (прилипание – физический термин, который означает, что скорости частицы жидкости, примыкающие к стенкам, имеют те же скорости, какие имеют соответственные точки самой стенки)

(второе условие) означает, что скорость входит перпендикулярно,

(третье и четвёртое условия) – задают перепад давления.

В цилиндрической системе координат при угловой симметрии, тензор скоростей деформации и дивергенция выглядит следующим образом.

(Если спросят про p=0, то для нахождения u нам необходимо знать только перепад давления)

**Слабая формулировка.**

Для реализации данной задачи методом конечных элементов выведем слабую формулировку задачи. Домножим уравнения (1) на тестовые функции, проинтегрируем по области Ω, применим формулу интегрирования по частям. В результате приходим к следующей слабой формулировке задачи:

где – вектор скоростей, – давление, , – тестовые функции.

(Если спросят про появление x1, то ответить про якобиан перехода)

**Продольная компонента скорости.**

На первом рисунке изображен капилляр при отсутствии деформации, на втором при деформации 0.4 умноженной на длину эритроцита.

**Зависимость потока от деформации эритроцита.**

Обратим внимание на зависимость потока от деформации эритроцита. Вычислим скорость потока в сечении по формуле:

График, представленный слева, демонстрирует зависимость скорости потока от коэффициента деформации при линейной плотности эритроцитов равной 0.1, 0.3, 0.5. График справа показывает, что значение относительной погрешности не превосходит 3% даже при значительной деформации эритроцита 0.5. Что позволяет оценить адекватность модели.

**Заключение.**

На основе уравнений Стокса движения жидкости с переменной вязкостью в работе в работе разработан алгоритм нахождения поля скоростей при движении крови в микрососуде;

Осуществлена программная реализация алгоритма в пакете FreeFEM++;

Показано, что изменение деформации незначительно влияет на характеристики движения крови, поэтому при моделировании можно использовать эритроциты цилиндрической формы. Это позволяет применять аналитические подходы к моделированию движения крови по капиллярной сети.

**Спасибо за внимание.**