КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПАТОГЕНЕТИЧЕСКОЙ РОЛИ АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА В ПАТОЛОГИИ СЕРДЕЧНО – СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Научный руководитель: д.м.н. профессор Е.И. Случанко **Автор: студентка V курса медицинского факультета Псков ГУ Н.В. Цветкова**

АКТУАЛЬНОСТЬ

Широкая распространённость атеросклероза, как основной причины патологии сердечно-сосудистой системы, определяет его медико-социальную значимость. В настоящие время диагностику атеросклероза проводят методами УЗДГ и рентгеноконтрастной КТ или МРТ ангиографии. Однако, наиболее перспективным направлением в диагностике атеросклероза является создание и внедрение в клиническую практику имитационных компьютерных моделей атеросклеротического процесса, с целью раннего прогнозирования развития осложнений у больных с сердечно-сосудистой патологией.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Создание компьютерной модели течения крови в зоне образования атеросклеротической бляшки при сужении просвета за счёт бляшки на 30%,50% и 75% от нормального диаметра сосуда и оценка эмболического потенциала АБ в зависимости от размера и типа бляшки (жёсткая или мягкая). Выявление слабых областей сосудистой стенки.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В работе использованы данные рентгеноконтрастной КТ ангиографии шеи и УЗДГ сосудов шеи. В программе Comsol Multiphysics построена компьютерная модель внутренней сонной артерии (ВСА) с АБ с применением метода конечных элементов для расчета количественных характеристик крови. ***Также в программе Comsol Multiphysics использовались физические интерфейсы:***

- *для расчёта течения крови был выбран физический интерфейс* ***Turbulent Flow***
- *для расчета напряженно-деформированного состояния стенок использовался мультифизический интерфейс* ***Fluid Solid Interaction*** *(взаимодействие жидкости и твердого тела) с фиксированной геометрией*
- *для анализа структурных оболочек сосуда и бляшки использовался физический интерфейс* ***Shell.***

В работе были решены связанные задачи теории упругости и гидродинамики, т. е. разработана математическая модель движения жидкостей в кровеносном сосуде. В основе этого моделирования лежит решение системы уравнений Навье – Стокса и уравнение неразрывности, а также уравнение равновесия.

Построение геометрической модели

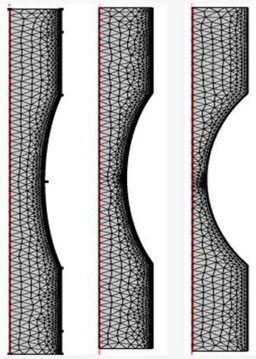

Рис. 1. Геометрическая модель сосуда с сеткой

В качестве объекта моделирования был выбран участок внутренней сонной артерии с бляшкой вблизи бифуркации общей сонной артерии. Геометрическая модель сосуда представлена в виде вертикального цилиндра, центр симметрии которого совпадает с началом система координат. Далее на эту модель наложим сетку конечных элементов ***(рис.1).***

Математическая постановка задачи

ВСА находится на некотором расстоянии от сердца, то ее стенки более мягкие, чем у аорты, а, следовательно, считаются более деформирующимися под действием тока крови. Математически решаем связанные задачи гидродинамики с учётом перепада давления, условий прилипания, непротекания на боковой поверхности, и задачи деформации с жестким закреплением стенки по торцам. В работе были использованы следующие уравнения: уравнение движения (уравнение НавьеСтокса), уравнение неразрывности, уравнение равновесие.

Была смоделирована задача гидродинамики с использованием свойств жидкости, как у крови.Это позволило получить распределение давления жидкости на стенку сосуда. Затем была смоделирована задача деформации с параметрами и свойствами для стенки сосуда и бляшки ***(табл.1).*** *Кровь рассматривалась как вязкая, несжимаемая, однородная жидкость. На входе в сосуд задавалась скорость потока крови, полученная по результатам УЗДГ.*

Таблица 1

Основные параметры

Для крови	
Плотность крови	1050 кг/м^3
Динамическая вязкость	0,004 Пас
Скорость кровотока	0,3 м/с
Для стенки сосуда	
Плотность	1378 кг/м^3
Модуль упругости	0,55 МПа
Коэффициент Пуассона	0,4
Для бляшки жёсткой	
Плотность	1400 кг/м^3
Модуль упругости	1,1 МПа
Коэффициент Пуассона	0,4
Для бляшки мягкой	
Плотность	1400 кг/м^3
Модуль упругости	0,275 МПа
Коэффициент Пуассона	0,4

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЁТА

Моделирование было проведено для участка сосуда при сужении просвета за счёт бляшки на 30%, 50% и 75%. В построенных моделях сравнивали скорость кровотока, перепады давления и напряжённо –деформированное состояние стенки сосуда ВСА (эффективное напряжение по Мизесу).

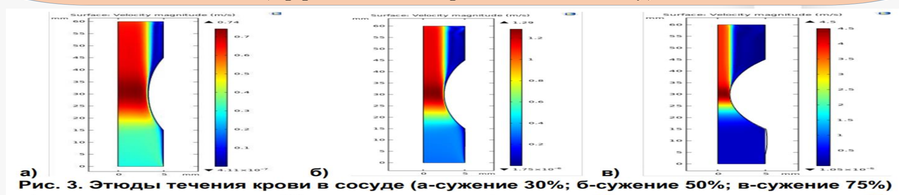

Рис. 3. Этюды течения крови в сосуде (а-сужение 30%; б-сужение 50%; в-сужение 75%)

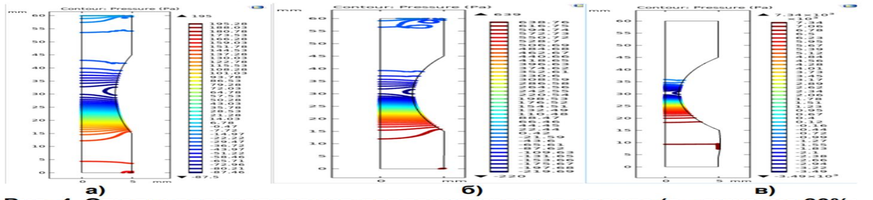

Рис. 4. Этюды распределения давления крови в сосуде (а - сужение 30%; б- сужение 50%; в - сужение 75%)

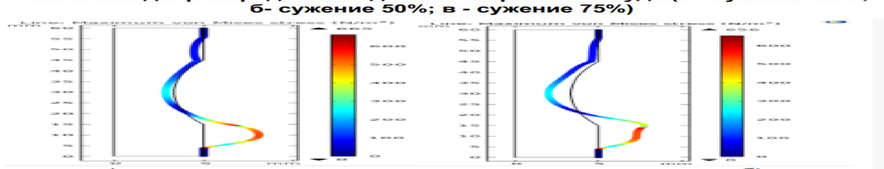

Рис. 5. Этюды распределения напряжения по Мизесу в стенке сосуда. Сужение 30% (а – жесткая бляшка; б – мягкая бляшка)

Рис. 6. Этюды распределения напряжения по Мизесу в стенке сосуда. Сужение 50% (а – жесткая бляшка; б – мягкая бляшка)

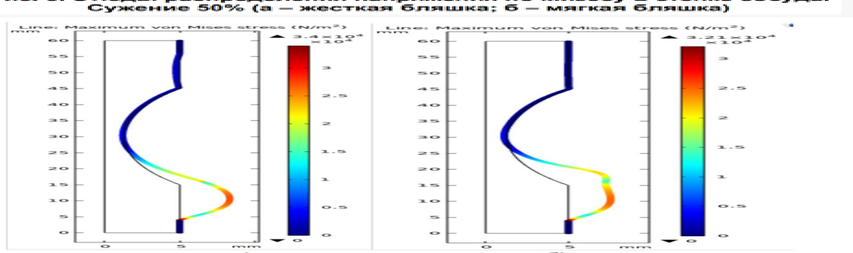

Рис. 7. Этюды распределения напряжения по Мизесу в стенке сосуда. Сужение 75% (а – жесткая бляшка; б – мягкая бляшка)

ВЫВОДЫ

- **Созданная компьютерная модель позволяет оценить эмболический потенциал бляшки.**
- **Мягкие бляшки, в сравнении с твердыми, являются наиболее эмбологенными. В свою очередь, чем меньше размер бляшки, тем больше ее эмболический потенциал.**
- **С помощью данной компьютерной модели можно определить слабые места сосудистой стенки, т.е. области наиболее подверженный избыточному напряжению. Области, на месте которых в дальнейшем может произойти разрыв или возникнуть аневризма.**
- **Знания о наличие и расположение таких областей необходимо учитывать при хирургическом лечении атеросклероза путём установки стента или шунтирования.**
- **Данная модель может использоваться в клинической практике в качестве дополнительной диагностики атеросклероза и прогнозирования и его осложнений.**