

Министерство образования и науки Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Институт прикладной математики и механики
Высшая школа теоретической механики

Работа допущена к защите
Директор высшей школы
_____ А.М. Кривцов
«___» _____ 2021 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА
ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАЗВЕТВЛЯЮЩЕГОСЯ
КРОВОТОКА В МЕСТЕ СОЕДИНЕНИЯ БЕДРЕННОЙ АРТЕРИИ
И СОСУДИСТОГО ПРОТЕЗА

по направлению подготовки

01.03.03 «Механика и математическое моделирование»

профиль

01.03.03_02 «Биомеханика и медицинская инженерия»

Выполнил

студент гр. 3630103/70201

М.А. Шерстнева

Руководитель

Профессор, д. ф.-м. н.

Е.М. Смирнов

Консультанты

А.Д. Юхнев

Я.А. Гатаулин

Санкт-Петербург

2021

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ПЕТРА ВЕЛИКОГО

Институт прикладной математики и механики

УТВЕРЖДАЮ

Директор

Высшей школы теоретической
механики

А.М. Кривцов

« » _____ 2021 г.

ЗАДАНИЕ

по выполнению выпускной квалификационной работы

студенту Шерстневой Марии Александровне 3630103/70201

1. Тема работы: Численное моделирование разветвляющегося кровотока в месте соединения бедренной артерии и сосудистого протеза
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 14 июня 2021 г.
3. Исходные данные по работе: экспериментальные данные, научные статьи по теме работы, медицинские справочники.
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): построить геометрическую модель участка бедренной артерии с присоединенным сосудистым протезом. Провести численный расчет течения в модели для постоянного расхода на входе с целью выбора размера расчетной сетки и формы входного профиля скорости. Провести численное параметрическое исследование пульсирующего течения в протезе сосуда с различной долей расхода от входного (30%, 50%, 70%). Проанализировать поля сдвиговых напряжений на стенке с целью прогнозирования роста неоинтимы.
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): 1. Схема геометрической модели участка бедренной артерии с присоединенным сосудистым протезом. 2. Результаты проведенных расчетов в виде полей течения и графиков, иллюстрирующих влияние определяющих параметров, граничных условий и схемных факторов.
6. Консультанты по работе: А.Д. Юхнев, Я.А. Гатаулин
7. Дата выдачи задания 1 февраля 2021 г.

Руководитель ВКР

Е.М. Смирнов

Задание принял к исполнению 1 февраля 2021 г.

Студент

М.А. Шерстнева

РЕФЕРАТ

На 41 с., 21 рисунок.

МЕТОД КОНЕЧНЫХ ОБЪЕМОВ, ГИПЕРПЛАЗИЯ ИНТИМЫ, БЕДРЕННО-ПОДКОЛЕННОЕ ШУНТИРОВАНИЕ, ПАРАМЕТРИЗОВАННАЯ МОДЕЛЬ, ГЕМОДИНАМИКА, КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

В данной работе было проведено численное моделирование разветвляющегося кровотока в месте соединения бедренной артерии и сосудистого протеза с применением метода конечных объемов. В работе представлены: геометрическая модель рассматриваемого участка бедренной артерии, результаты численного расчета стационарного ламинарного течения в модели для случая постоянного расхода на входе, результаты численного исследования пульсирующего течения в протезе сосуда с различной долей расхода от входного (30%, 50%, 70%). Дан анализ полей сдвиговых напряжений на стенке с целью прогнозирования роста неоинтимы.

THE ABSTRACT

41 pages, 21 pictures.

FINITE VOLUME METHOD, INTIMAL HYPERPLASIA, FEMORAL-SACRAL BYPASS, PARAMETERIZED MODEL, HEMODYNAMICS, COMPUTER SIMULATION

In this work, we performed a numerical simulation of the branching blood flow at the junction of the femoral artery and the vascular prosthesis using the finite volume method. The paper presents: a geometric model of the considered section of the femoral artery, the results of a numerical calculation of a stationary laminar flow in the model for the case of a constant flow rate at the inlet, the results of a numerical study of a pulsating flow in a prosthesis of a vessel with a different fraction of the flow rate from the inlet (30%, 50%, 70%) ... An analysis of the shear stress fields on the wall is given in order to predict the growth of the neointima.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
Глава 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ.....	7
1.1. Бедренно – подколенное шунтирование.....	7
1.2. Гиперплазия интимы в зоне анастомоза	8
1.3. Режимы движения жидкости и сдвиговое напряжение	9
1.4. Корреляция сдвиговых напряжений на стенке с зарастанием протеза	11
1.5. Течение крови при протезировании бедренных артерий	13
Глава 2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ	15
2.1. Геометрия в SolidWorks	15
2.2. Математическая модель.....	16
2.3. Расчетная сетка.....	17
Глава 3. СТАЦИОНАРНЫЙ РАСЧЕТ	20
3.1. Методика задания в пакете ANSYS CFX граничных условий для стационарного расчета.....	20
3.2. Исследование сеточной сходимости чувствительности	23
3.3. Влияние формы входного профиля скорости	26
3.4. Анализ полей течения по результатам стационарного расчета	28
Глава 4. НЕСТАЦИОНАРНЫЙ РАСЧЕТ.....	31
4.1. Граничные условия для нестационарного расчета.....	31
4.2. Результаты нестационарного расчета	33
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	38
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ.....	40

ВВЕДЕНИЕ

Атеросклероз артерий нижних конечностей – заболевание, характеризующееся образованием атеросклеротических бляшек в артериях, приводящее к прекращению кровотока и сужению сосудистого просвета, вплоть до полного его закрытия [4, 5]. Наиболее часто в патологический процесс вовлекаются подколенная, бедренная и большеберцовая артерии. К счастью, ранние незапущенные стадии заболевания поддаются лечению. В обход окклюзированного (закупоренного) участка пораженной атеросклерозом бедренной артерии для создания кровотока устанавливается искусственный протез (шунт). Это хирургическое вмешательство выполняется при операции бедренно–подколенного шунтирования.

Ни одна безупречно выполненная операция не дает гарантий, что наложенный шунт не закупорится в месте присоединения его к бедренной артерии. К сожалению, через несколько лет после операционного вмешательства в большинстве случаев происходит зарастание сосудистого протеза, и тогда больной оказывается перед необходимостью повторной операции. Одной из возможных причин закупорки оперированных артерий является гиперплазия интимы, которая возникает в месте анастомоза – соединения бедренной артерии и сосудистого протеза, и представляет собой реакцию на механическое повреждение [8]. Именно с ней в 15-20% случаев связано развитие тромбоза в первый год после бедренно-подколенного шунтирования. Сужение просвета происходит по причине разрастания интимы, которая прорастает вглубь сосуда. Данная патологически разросшаяся интима носит название неоинтимы. Вопрос возникновения гиперплазии интимы в зоне сосудистого анастомоза на данный момент остается плохо изученным из-за мультифакторной природы этого процесса. Неясно, оказывает ли высокоскоростной поток непосредственное повреждающее действие на эндотелий, способствует ли он развитию

неоинтимы в зоне повреждения, и если да, то каковы механизмы этого эффекта.

Математическое моделирование обеспечивает возможность построения трехмерного потока крови в анастомозе для конкретной модели артерии и позволяет оценить гемодинамические параметры, влияющие на нарастание неоинтимы.

В настоящее время выявлены следующие значимые для процесса гиперплазии интимы параметры сдвиговых напряжений на стенке:

- Максимальная величина сдвигового напряжения на стенке
- Осредненный по времени модуль сдвигового напряжения (TAWSS)
- Индекс колебаний сдвиговых напряжений (OSI)

Имея данные о взаимосвязи перечисленных параметров с нарастанием неоинтимы в анастомозе, можно прогнозировать темпы его послеоперационного зарастания.

Целью данной работы является численное моделирование разветвляющегося кровотока в месте соединения бедренной артерии и сосудистого протеза. В связи с поставленной целью возникают следующие задачи:

1. Построить геометрическую модель участка бедренной артерии с присоединенным сосудистым протезом.
2. Провести численный расчет течения в модели для постоянного расхода на входе с целью выбора размера расчетной сетки и формы входного профиля скорости.
3. Провести численное параметрическое исследование пульсирующего течения в протезе сосуда с различной долей расхода от входного (30%, 50%, 70%)
4. Проанализировать поля сдвиговых напряжений на стенке с целью прогнозирования роста неоинтимы.

Глава 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ

1.1. Бедренно – подколенное шунтирование

Технология бедренно-подколенного шунтирования состоит в параллельном присоединении шунта в обход окклюзированной артерии, с формированием входного (проксимального) и выходного (дистального), анастомозов по типу «конец-в-бок» (рисунок 1). Данная хирургическое вмешательство предназначено для восстановления кровотока в обход пораженного атеросклерозом сегмента артерии, и снижения операционной травмы.

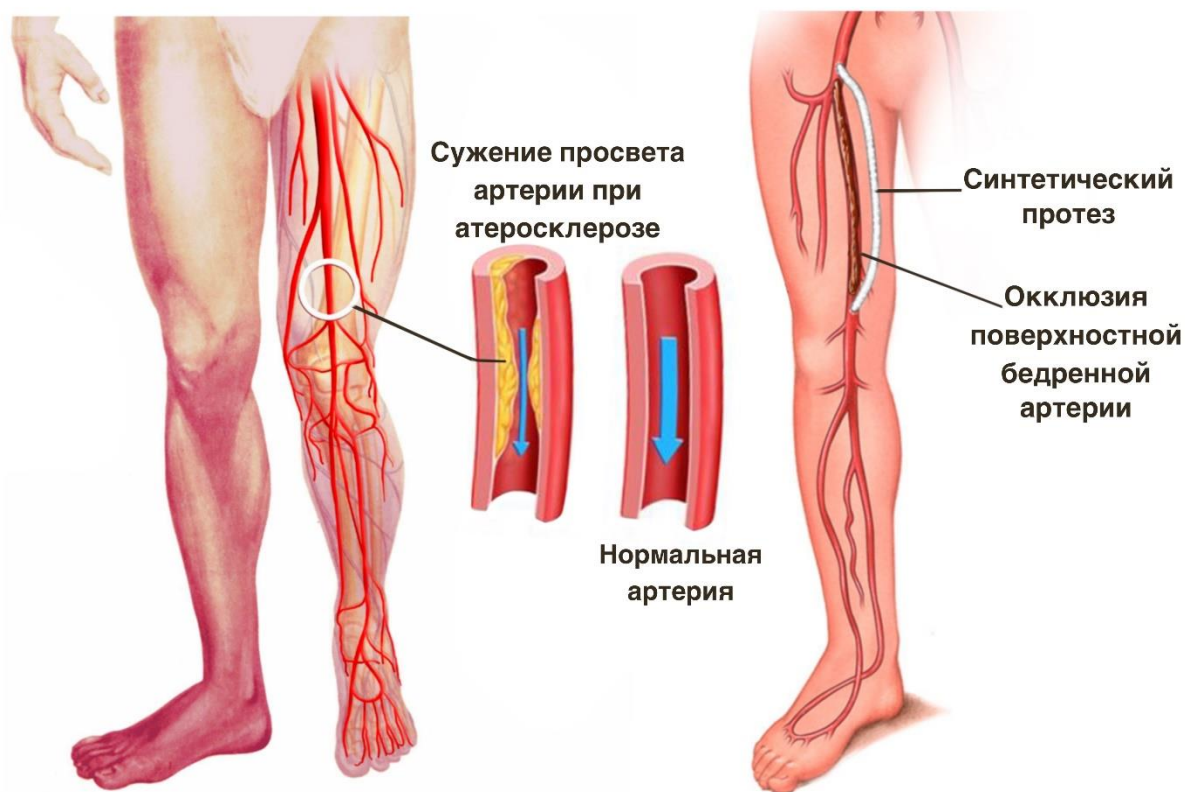


Рисунок 1. Схема бедренно-подколенного шунтирования при атеросклерозе

1.2. Гиперплазия интимы в зоне анастомоза

Важнейшим фактором развития тромбоза шунта в настоящее время является гиперплазия интимы в зоне анастомоза. Гиперплазия интимы – это чрезмерное утолщение внутренней оболочки кровеносного сосуда, которое возникает в ответ на механическое повреждение сосуда и приводит к уменьшению поперечного сечения сосуда в области шва. В результате кровоток прекращается, и требуется повторная операция [7]. И на самом деле, при хирургическом вмешательстве нарушается целостность всех слоев артериальной стенки, а ее восстановление характеризуется нарастанием новой интимы, приводящей к гиперплазии клеток. Зачастую чрезмерная гиперплазия интимы может привести к ухудшению проходимости в шунт или полному его зарастанию. Причем такая фиброзная гиперплазия наблюдается как в аутогенном, так и в синтетических шунтах.

Тромбоз шунта может наступать в самые ранние сроки – в течение 30 дней после операции или в отдаленные сроки – от нескольких месяцев до нескольких лет и приводить к полной окклюзии шунта [1].

Патогенез данного процесса плохо изучен, но состоит из взаимодействия нескольких факторов: технического исполнения анастомоза, гемодинамических характеристик кровотока и возникающего напряжения сдвига. К сожалению, предотвратить развитие гиперплазии на сегодняшний день недостижимая задача из-за мультифакторной природы процесса.

В данной работе проводится численное исследование, направленное на оценку риска развития гиперплазии в области шва при проксимальном анастомозе «конец-в-бок» [3], когда конец синтетического протеза срезается под углом и пришивается к проксимальному отверстию в бедренной артерии (рис. 2).

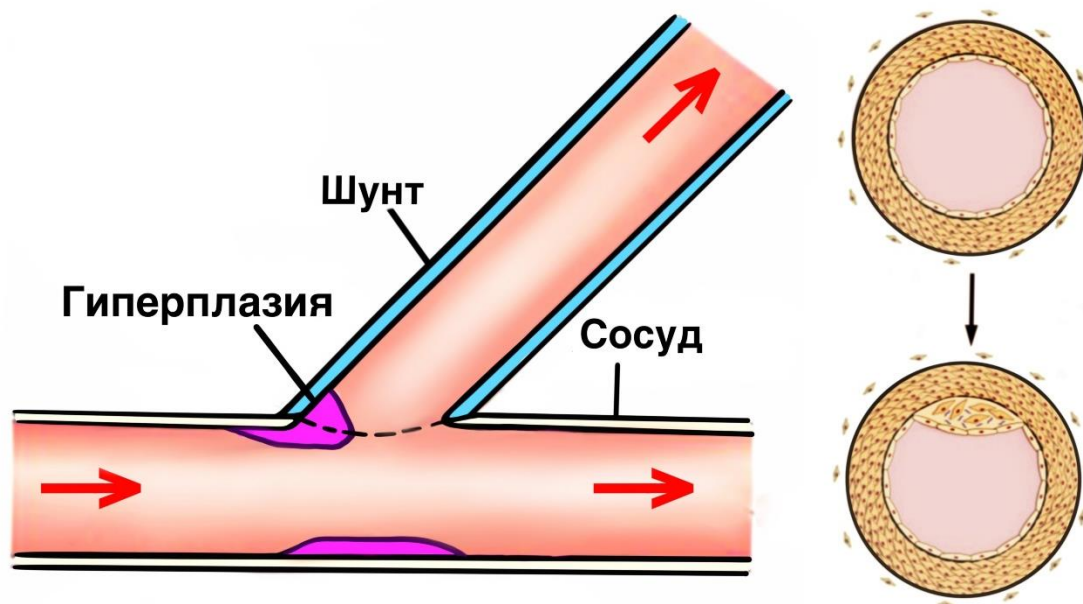


Рисунок 2. Схема развития гиперплазии интимы в области шва при проксимальном анастомозе «конец-в-бок»

1.3. Режимы движения жидкости и сдвиговое напряжение

В общем случае можно говорить о существовании двух различных режимов течения жидкости: ламинарного и турбулентного.

В случае ламинарного движения вязкой жидкости наблюдается упорядоченное слоистое течение, в котором нет перемешивания частиц жидкости друг относительно друга, а между слоями, движущимися с различными скоростями, возникают силы внутреннего (вязкостного) трения и касательные (сдвиговые) напряжения τ .

При турбулентном режиме наблюдается беспорядочное перемешивание частиц между собой в продольном, вертикальном и поперечном направлениях. Турбулентные потоки возникают при относительно больших скоростях жидкости и малой вязкости.

Существует безразмерный комплекс, характеризующий отношение сил инерции и сил вязкости в потоке жидкости. Он получил название «число Рейнольдса». Для течения в трубах число Рейнольдса рассчитывается как:

$$Re = \frac{\rho u_{\text{ср}} d}{\mu} = \frac{u_{\text{ср}} d}{\nu},$$

Где $u_{\text{ср}}$ – среднерасходная скорость, d - внутренний диаметр трубы, ρ - плотность жидкости, μ и ν – динамическая и кинематическая вязкости соответственно.

В нашем исследовании мы будем рассматривать ламинарный режим течения.

Предположим, что на входе в неподвижную трубу задан равномерно распределенный профиль скорости (рис. 3). Частицы слоя жидкости, непосредственно прилегающей к стенке, прилипают к ней, вследствие чего жидкость у стенки затормаживается. Скорость же тех слоев, которые расположены на оси трубы, будет максимальной. Распределение скоростей в установившемся по длине ламинарном потоке жидкости будет изменяться по параболическому закону.

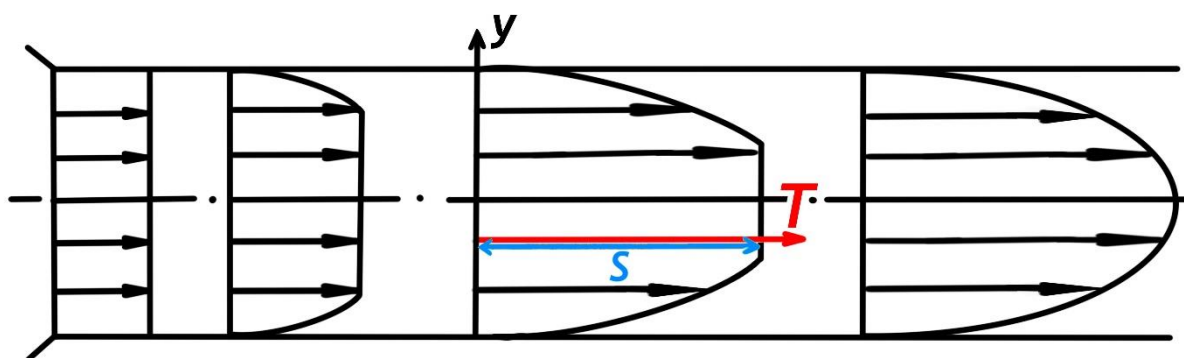


Рисунок 3. Установление распределения скоростей по параболическому закону при ламинарном движении жидкости

Различие скоростей в соседних слоях приводит к появлению силы внутреннего трения. Ньютоном было установлено, что эта сила прямо пропорциональна разнице скоростей соприкасающихся слоев du , поверхности соприкосновения S и обратно пропорциональна расстоянию между пластинами dy :

$$T_{\text{трени}} = \pm \mu \frac{du}{dy} S$$

Но с учетом того, что напряжение $\tau = \frac{T_{\text{трени}}}{S}$, закон Ньютона переписывается в следующем виде:

$$\tau = \mu \frac{du}{dy}$$

Итак, касательное (сдвиговое) напряжение прямо пропорционально градиенту скорости в направлении, перпендикулярном вектору скорости и площадке, по которой оно действует.

1.4. Корреляция сдвиговых напряжений на стенке с зарастанием протеза

Исследования последних лет указывают на зависимость развития гиперплазии интимы от осредненного по времени модуля сдвигового напряжения крови (TAWSS) и индекса колебаний сдвиговых напряжений (OSI) [10].

Зависимость толщины интимы на разных участках сосуда от сдвигового напряжения крови на стенке (WSS) была установлена в работах J.Suo et al., 2011 [13] и M.Vonert et al., 2003 [11]. В работе [13] WSS рассчитывалось с помощью численного моделирования кровотока в коронарной артерии, а в работе [11] измерялось с помощью лазерного фотохромного метода в модели брюшной аорты. И в каждой из работ была получена линейная зависимость данных параметров (путем аппроксимации получившейся зависимости линейной функцией), причем наибольшая толщина интимы наблюдалась при наименьших сдвиговых напряжениях крови на стенке (рис. 4), т.е. скорость роста интимы уменьшается при увеличении сдвигового напряжения.

Этот интегральный параметр течения определяется как:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T \overrightarrow{|\tau_w|} dt$$

Здесь T – период пульсаций, $\overrightarrow{\tau_w}$ – вектор сдвигового напряжения на стенке, t – время

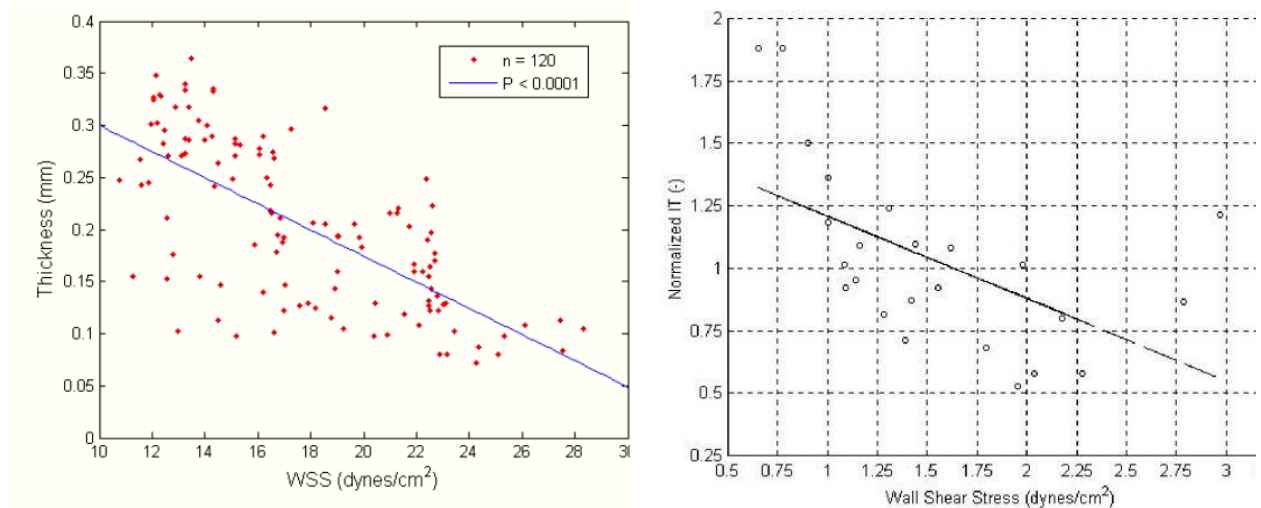


Рисунок 4. Зависимость толщины интимы от сдвигового напряжения крови на стенке (по Jin Suo et al., 2011 (слева), по M.Vonert et al., 2003 (справа))

Индекс колебаний сдвиговых напряжений (OSI) определяет отклонение сдвигового напряжения на стенке от его среднего значения. Этот параметр течения определяется следующим образом:

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \overrightarrow{\tau_w} dt \right|}{\int_0^T |\overrightarrow{\tau_w}| dt} \right)$$

Индекс колебаний сдвиговых напряжений был введен впервые в работе D.N.Ку, 1985 [15], за счет построения модели внутренней сонной артерии по ангиограммам 57 человек. В работе был построен график зависимости OSI от толщины интимы в различных отделах внутренней сонной артерии (рис. 5), из которого отчетливо видно, что с увеличением индекса колебаний сдвиговых

напряжений увеличивается и толщина интимы, и, как следствие, вероятность развития гиперплазии.

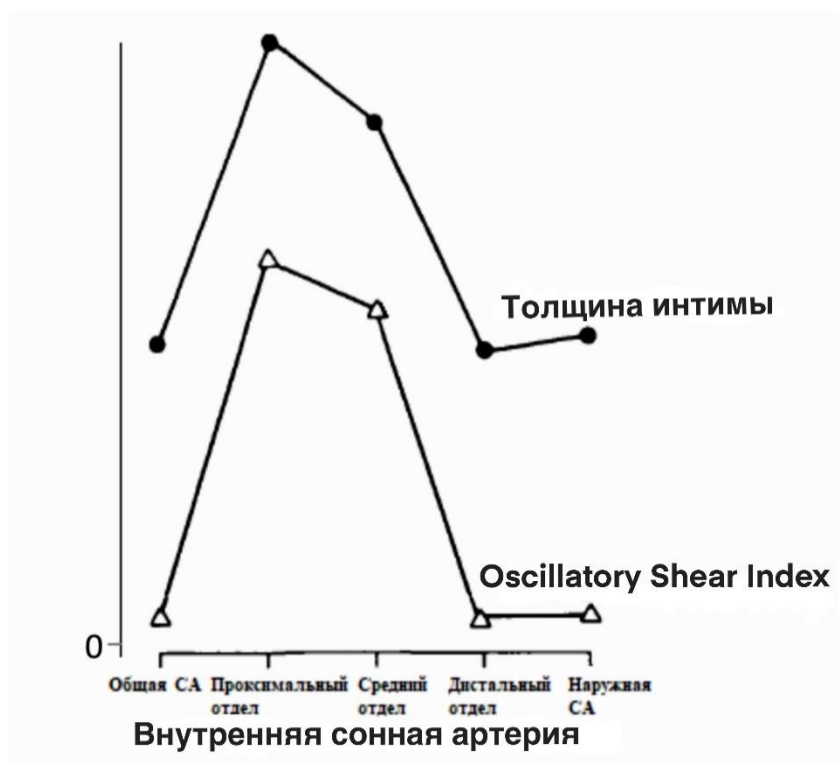


Рисунок 5. Изменение толщины интимы и индекса колебаний сдвигового напряжения крови на стенке для внутренней сонной артерии [по D.N.Ку, 1985]

Такие же выводы были получены и в работе Keynton R.S. et al., 2001 [14], где устанавливали корреляцию между толщиной интимы и OSI уже на стенке в соединении протеза с сосудом. Авторы пришли к аналогичному выводу, что с увеличением индекса колебаний сдвиговых напряжений (OSI) на стенке увеличивается и толщина интимы, и, как следствие, вероятность развития гиперплазии.

1.5. Течение крови при протезировании бедренных артерий

В работе Hashimoto&Ito, 2010 [12] была получена кривая изменения среднерасходной скорости во времени, построенная по осредненным

клиническим данным 138 пациентов, возраст которых составлял 56 ± 13 лет. Отметим, что на кривой наблюдается область отрицательного расхода.

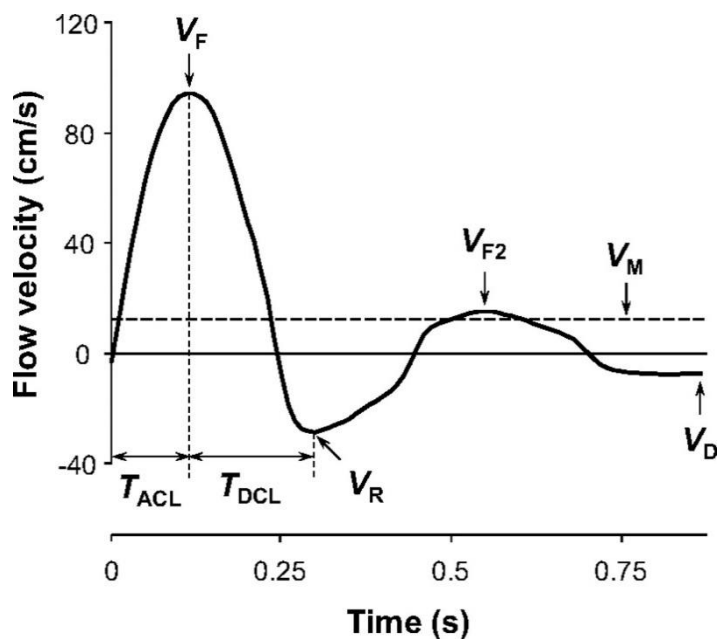


Рисунок 6. Кривая среднерасходной скорости в бедренной артерии
[по Hashimoto&Ito, 2010]

В нашей работе данная кривая используется для задания граничных условий при расчете пульсирующего течения, с учетом физиологических особенностей нашей модели артерии.

Глава 2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

2.1. Геометрия в SolidWorks

Для проведения расчетов была построена твердотельная 3D модель протеза, соединенного с общей бедренной артерией, на основе обобщения нескольких персонализированных моделей, полученных в клинике методом КТ ангиографии. Моделирование осуществлялось в программном комплексе SolidWorks 2018, представляющим из себя программный комплекс САПР для автоматизации работ промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической подготовки производства.

Внутренний диаметр общей бедренной артерии на входе в модель составляет 6 мм, глубокой бедренной артерии – 4 мм, поверхностной бедренной артерии – 3 мм, протеза (graft) – 8 мм.

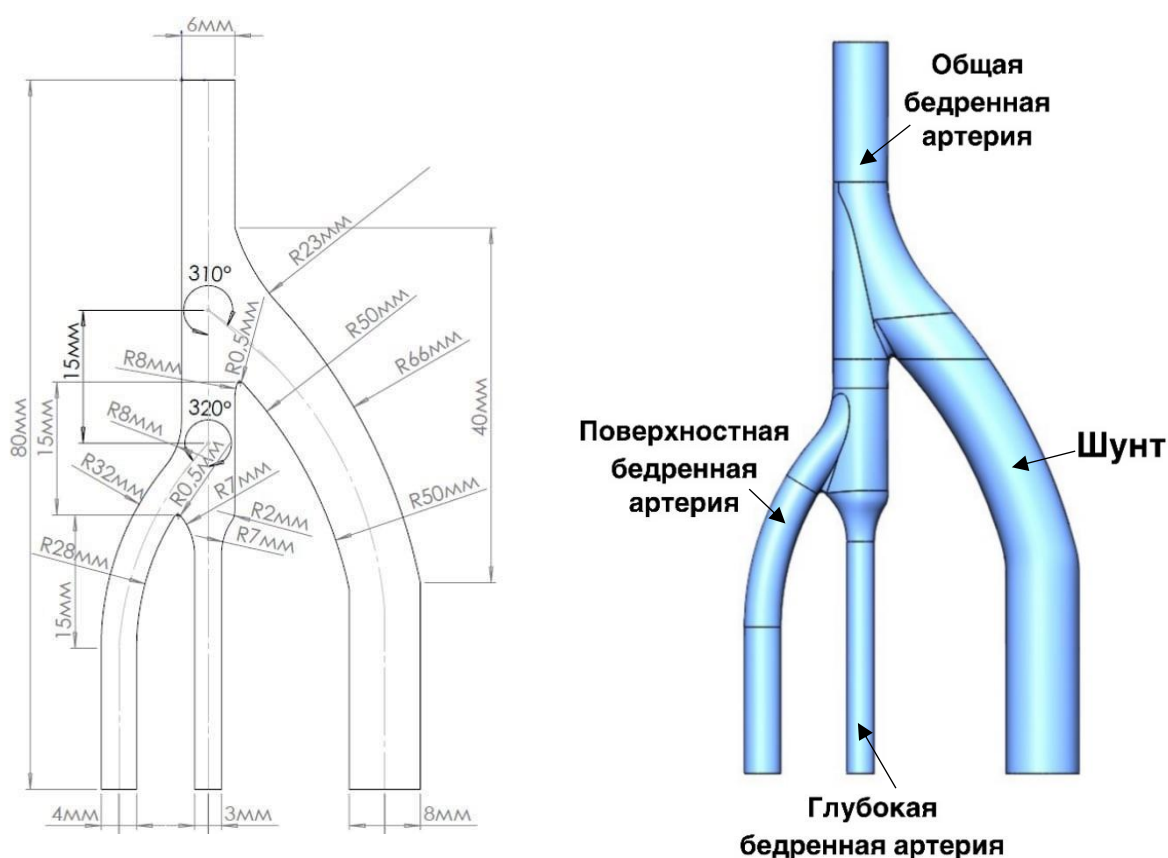


Рисунок 6. Чертеж (слева) и модель, построенная в SolidWorks (справа)

По чертежу был построен двумерный эскиз в виде осевых линий в одной плоскости, а перпендикулярно им в точках перехода между кривыми были построены плоскости для последующего расположения на них поперечных сечений. При построении контролировалось, чтобы эскиз имел замкнутый контур, а элементы эскиза не пересекались. SolidWorks допускает в одном эскизе несколько замкнутых контуров, формирующих многотельную деталь [2].

Следующим шагом был процесс построения модели твердого тела на основе полученного двумерного эскиза. Существует несколько базовых приемов, позволяющих создавать пространственные модели трехмерных тел на основе их двумерных эскизов. Для создания оснований общей, глубокой и поверхностной бедренных артерий были вытянуты «по вертикали» созданные поперечные сечения. Для этого была использована «кнопка» *Вытянутая бобышка/основание* на панели инструментов Элементы. В дугообразных местах была применена *Бобышка/основание по траектории* – осевая линия в данном случае использовалась как траектория, а поперечные сечения как начальное и конечное положения. Присоединение шунта и глубокой бедренной артерии к общей бедренной артерии осуществлялось за счет создания эскиза контура в качестве направляющих в двух перпендикулярных сечению модели плоскостях. Для создания твердой модели использовалась *Бобышка/основание по сечениям* с указанием направляющих. В местах резких переходов, во избежание острых углов, было применено *Скругление*.

2.2. Математическая модель

В работе рассматривается трехмерное течение вязкой несжимаемой жидкости без учета упругости стенок сосудов и переноса тепла. Плотность и вязкость жидкости $\rho = 1000 \text{ кг/м}^3$ и $\mu = 0.004 \text{ Па}\cdot\text{с}$ соответственно. Динамика жидкости описывается системой нестационарных уравнение Навье-Стокса в

сочетании с уравнением неразрывности. На всех стенках задаются условия прилипания. Задание условий на входных/выходных (жидких) границах поясняется ниже.

Важнейшим определяющим (динамическим) параметром моделируемых течений является максимальное число Рейнольдса Re :

$$Re = \frac{\rho u_{max} d}{\mu}$$

Пульсирующий поток характеризуется также числом Уомерсли Wo :

$$Wo = \frac{d}{2} \sqrt{\frac{2\pi\rho}{\mu T}}$$

Численный расчет течения осуществлялся с помощью гидродинамического пакета ANSYS CFX, который базируется на численном интегрировании уравнений Навье-Стокса методом конечных объемов. Метод конечных объемов заключается в разбиении расчетной области на малые контрольные объемы, строящиеся вокруг узлов расчетной сетки. К каждому элементу применяются уравнения сохранения количества движения и массы в интегральной форме, которые затем аппроксимируются по квадратурным формулам.

С помощью «кнопки» Named Selection были созданы следующие названия областей: wall – стенка, inlet – входная граница, outlet1, outlet2, outlet3 – три границы на выходе из шунта, глубокой и поверхностной бедренной артерии соответственно.

2.3. Расчетная сетка

Для численного моделирования кровотока в рассматриваемой модели анастомоза в программе ANSYS Meshing была построена неструктурированная расчетная сетка с тетраэдрическими элементами,

представленная на рисунке 7. В качестве базовой сетки была рассмотрена размерность сетки порядка 1,5 млн. элементов.

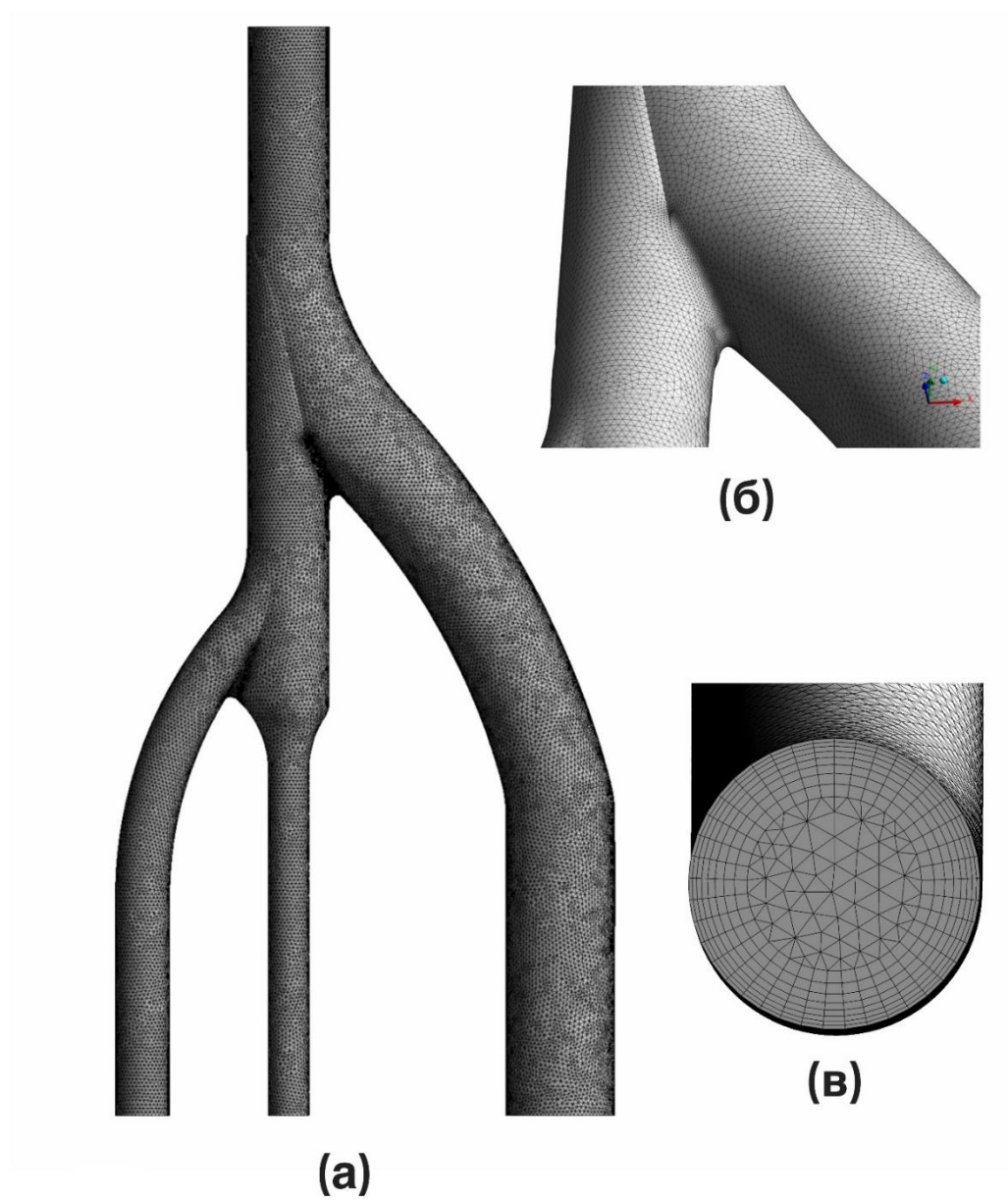


Рисунок 7. Расчетная сетка 1,5 млн. элементов: а) общий вид сетки, б) сгущение сетки в анастомозе, в) сгущение сетки у стенки для разрешения пограничного слоя

У стенки, с помощью инструмента *Inflation*, построен призматический слой для разрешения пограничного слоя. Пристеночные слои (*inflation layers*) специально разработаны для создания сетки из тонких элементов, способной

«уловить» градиенты в пограничном слое по нормали к поверхности с использованием минимального числа элементов.

Определим значение числа Уомерсли:

$$W_o = R \sqrt{\frac{2\pi\rho}{T\mu}} = R \sqrt{\frac{\omega\rho}{\mu}} \approx 5,7$$

Характерная толщина пограничного слоя оценивается как:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\frac{\omega\rho}{\mu}}} \approx 0.8 \text{ мм}$$

Количество слоев пограничного слоя выбиралось, исходя из опыта аналогичных расчетов, с учетом коэффициента сгущения $Growth Rate = 1.2$. В итоге $\delta \approx 0.8$ мм, количество слоев: 8.

Глава 3. СТАЦИОНАРНЫЙ РАСЧЕТ

Сначала будем рассматривать стационарный режим течения. Стационарность – свойство процесса не менять свои характеристики со временем. [6] Обращение к стационарной постановке упростит задачу определения исследования сеточной чувствительности численного решения. Также рассмотрим влияние входного профиля скорости на получающееся решение, для этого на входе будет задаваться или развитый, или плоский профиль скорости.

Представляемые расчеты стационарного течения были выполнены при числе Рейнольдса $Re=500$.

3.1. Методика задания в пакете ANSYS CFX граничных условий для стационарного расчета

Для задания материала крови в пункте *Material Properties* дублируем встроенный материал «Water» и меняем в ней базовые настройки:

$\rho = 1000 \text{ кг/м}^3$ – плотность жидкости;

$\mu = 0.004 \text{ Па}\cdot\text{с}$ – динамическая вязкость жидкости.

Также меняем систему координат так, чтобы ось Z лежала вдоль по потоку крови, а плоскость XY перпендикулярно ему. Таким образом, начало координат переходит на входную границу.

Для задания граничных условий при стационарном расчете пользуемся пунктом *Boundary Conditions*. На вход inlet в общую бедренную артерию (ОБА) будем задавать развитый или плоский профили скорости.

1) Развитый профиль скорости на входе

Для задания развитого профиля скорости, называемого параболой Пуазейля, вспомним, что при ламинарном течении скорость изменяется с расстоянием от оси трубы по параболическому закону:

$$V = V_{max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right) = 2 u_{cp} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right)$$

где $r^2 = x^2 + y^2$ – меняющийся радиус трубы

$R = 3 \text{ mm} = 0,003 \text{ m}$ – радиус трубы

$$u_{cp} = 0.333 \frac{\text{m}}{\text{s}},$$

Это значение среднерасходной скорости соответствует значению числа $Re=500$.

Данное выражение было задано в Expressions и представлено на рисунке

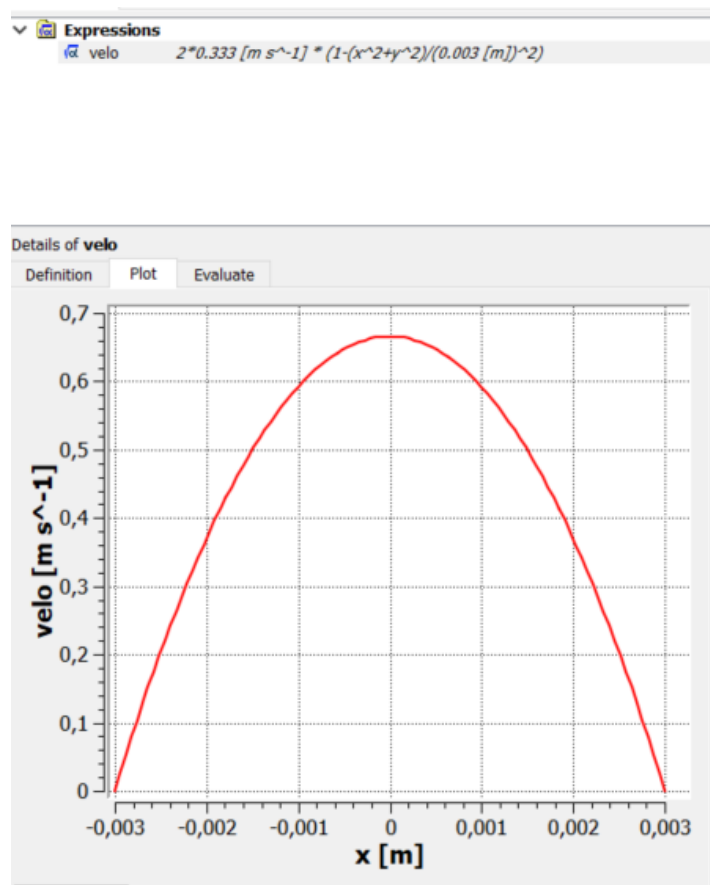


Рисунок 8. Задание развитого профиля Пуазейля в ANSYS CFX в Expressions при $Re=500$

На выходе из шунта Outlet1 будем задавать 3 разных расхода: 30%, 50%, 70% входного расхода в шунт и анализировать влияние этого параметра на течение

Вычислим сначала входной расход:

$$Q_{\text{вход}} = u_{\text{ср}} S_{\text{вход}} = 0.333 \frac{\text{м}}{\text{с}} (\pi * (3 * 10^{-3})^2 \text{м}^2) = 9.415 * 10^{-6} \frac{\text{м}^3}{\text{с}}$$

Затем проведем вычисления для трех случаев:

- Задание на выходе из шунта 30% входного расхода:

$$Q_{\text{шунт}} = 0.3 * Q_{\text{вход}} = 2.8245 * 10^{-6} \frac{\text{м}^3}{\text{с}}$$

Но так как в ANSYS CFX мы фактически задаем скорости на входе и на выходах, то на выходе из шунта будет задана скорость:

$$V_{\text{шунт}} = \frac{Q_{\text{шунт}}}{S_{\text{шунт}}} = \frac{2.8245 * 10^{-6}}{\pi * (4 * 10^{-3})^2} = 0.0561 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

$$V_{\text{шунт}} = 0.0561 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

- Задание На выходе из шунта 50% входного расхода:

$$Q_{\text{шунт}} = \frac{Q_{\text{вход}}}{2} = 4.7076 * 10^{-6} \frac{\text{м}^3}{\text{с}}$$

$$V_{\text{шунт}} = \frac{Q_{\text{шунт}}}{S_{\text{шунт}}} = \frac{4.7076 * 10^{-6}}{\pi * (4 * 10^{-3})^2} = 0.0936 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

$$V_{\text{шунт}} = 0.0936 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

- Задание На выходе из шунта 70% входного расхода:

$$Q_{\text{шунт}} = 0.7 * Q_{\text{вход}} = 6.5905 * 10^{-6} \frac{\text{м}^3}{\text{с}}$$

$$V_{\text{шунт}} = \frac{Q_{\text{шунт}}}{S_{\text{шунт}}} = \frac{6.5905 * 10^{-6}}{\pi * (4 * 10^{-3})^2} = 0.1311 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

$$V_{\text{шунт}} = 0.1311 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

На выходе Outlet2 из глубокой бедренной артерии (ГБА) ставится условие стенки, т.е. мы как бы заглушаем проход.

На выходе Outlet3 из поверхностной бедренной артерии (ПБА) ставится нулевое редуцированное давление, $p = 0$

На стенке wall ставится условие прилипания – «No Slip Wall».

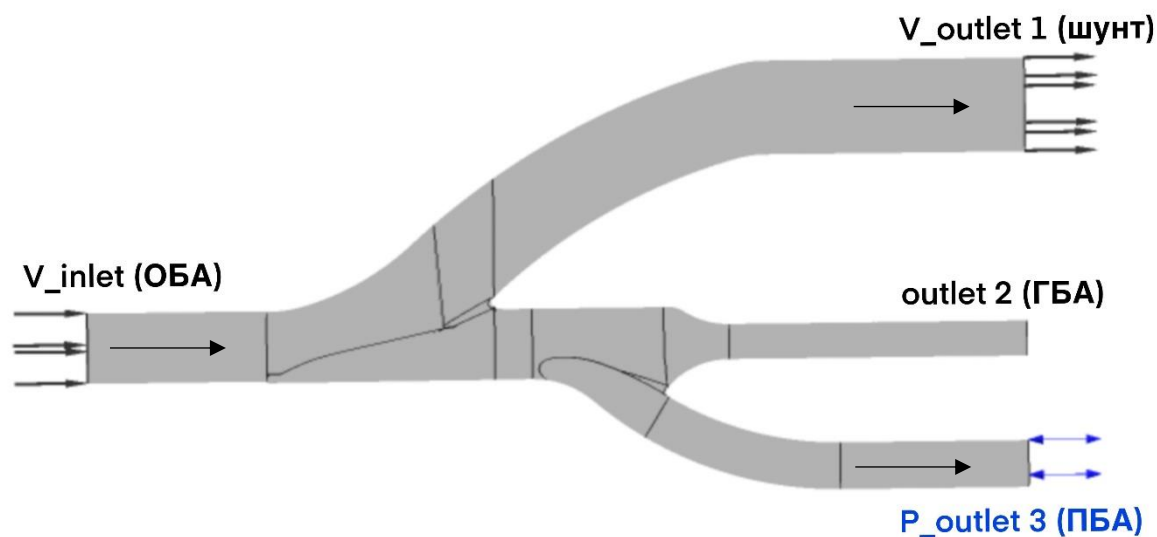


Рисунок 9. Граничные условия на входе и выхода из шунта

2) Плоский профиль скорости на входе

Для задания плоского равномерного профиля скорости на входе в расчетную область пользуемся указанной ранее для выбранного числа Рейнольдса:

$$u_{\text{ср}} = 0.333 \frac{m}{s}.$$

На выходе из шунта также выставляем плоские профили скоростей с полученными выше скоростями для 3-х расходов.

3.2. Исследование сеточной сходимости чувствительности

Для исследования влияния размера сетки были построены 2 сетки с различным количеством элементов: 1,5 млн элементов и 3 млн элементов, иллюстрируемые на рис.10

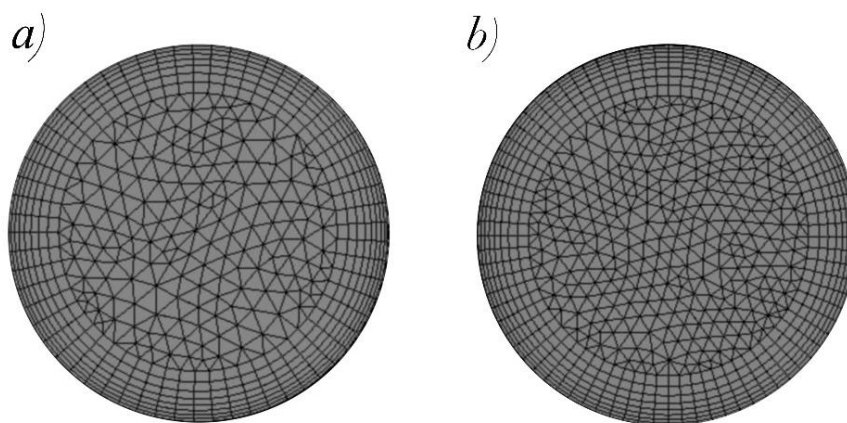


Рисунок 10. Виды а) исходной (1,5 млн) и б) измельченной (3 млн.) расчетной сеток в поперечном сечении модели артерии

На рис. 11 приведен график осевой скорости вдоль диаметра поперечного сечения шунта, рассчитанный на данных сетках в стационарной задаче при числе $Re = 500$, равномерно заданной скорости на входе и расходе 50% входного потока в шунт. Видно, что скорость для сетки 1,5 млн элементов практически не отличается (на сотую долю) от скорости для сетки 3 млн элементов.

На рис. 12 представлено распределение максимальной осевой скорости вдоль потока по шунту. Для построения графика были взяты значения максимальных осевых скоростей из четырех поперечных сечений шунта, которые пронумерованы на рисунке. Здесь также наблюдаем минимальные отличия в скоростях между исходной и измельченной сеткой.

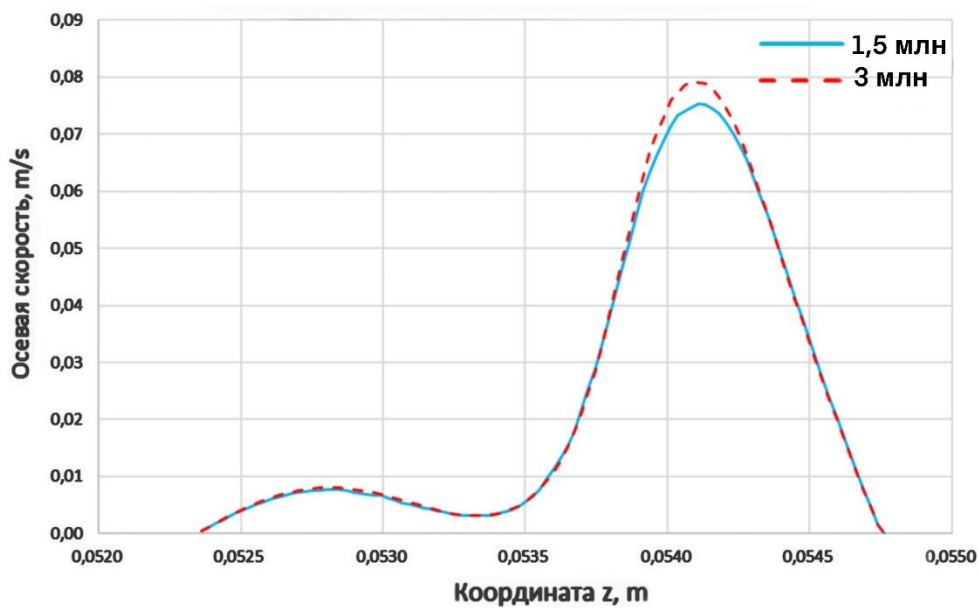


Рисунок 11. Осевая скорость вдоль диаметра поперечного сечения шунта, рассчитанная с использованием исходной (1,5 млн) и б) измельченной (3 млн.) расчетной сеток

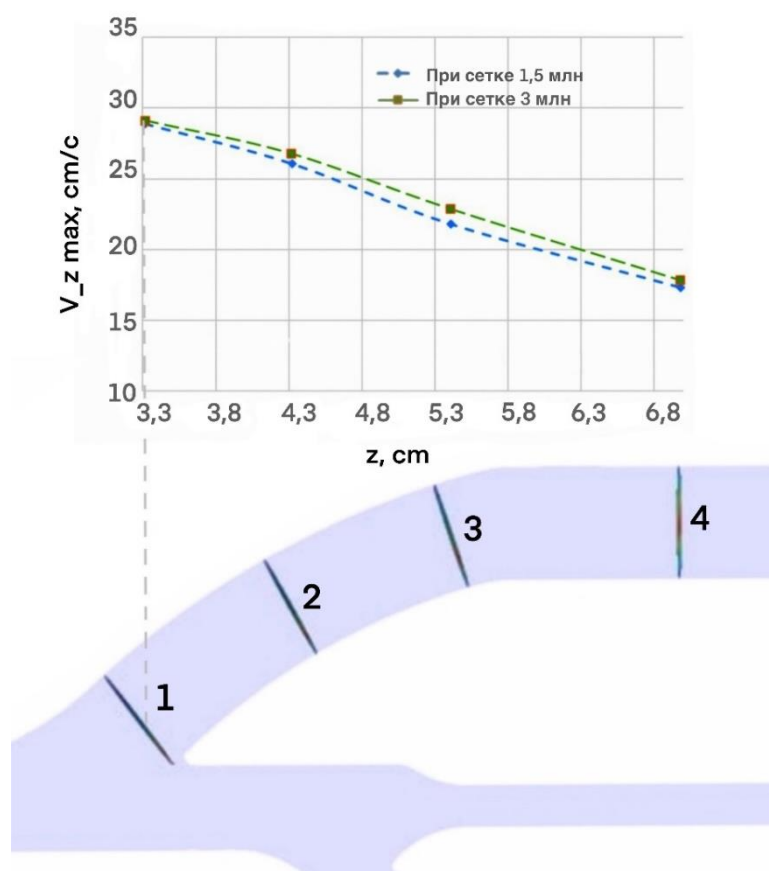


Рисунок 12. Зависимость максимальной осевой скорости от координаты вдоль потока в шунте, рассчитанная на двух сетках

Приведенные результаты исследования на сеточную чувствительность позволили заключить, что поле осевой скорости для исходной сетки (1,5 млн.) отличается от поля скорости для измельченной (3 млн.) не более чем на 5%. В итоге для проведения нестационарных расчетов была выбрана сетка 1,5 млн элементов.

3.3. Влияние формы входного профиля скорости

Для исследования влияния входного профиля скорости на получаемое решение, было проведено два расчёта: с плоским и параболическим профилем скорости на входе. На рис.13 приведен график максимальной осевой скорости вдоль оси модели протеза. Видно, что отличия в поле течения в протезе между двумя формами входного профиля малы.

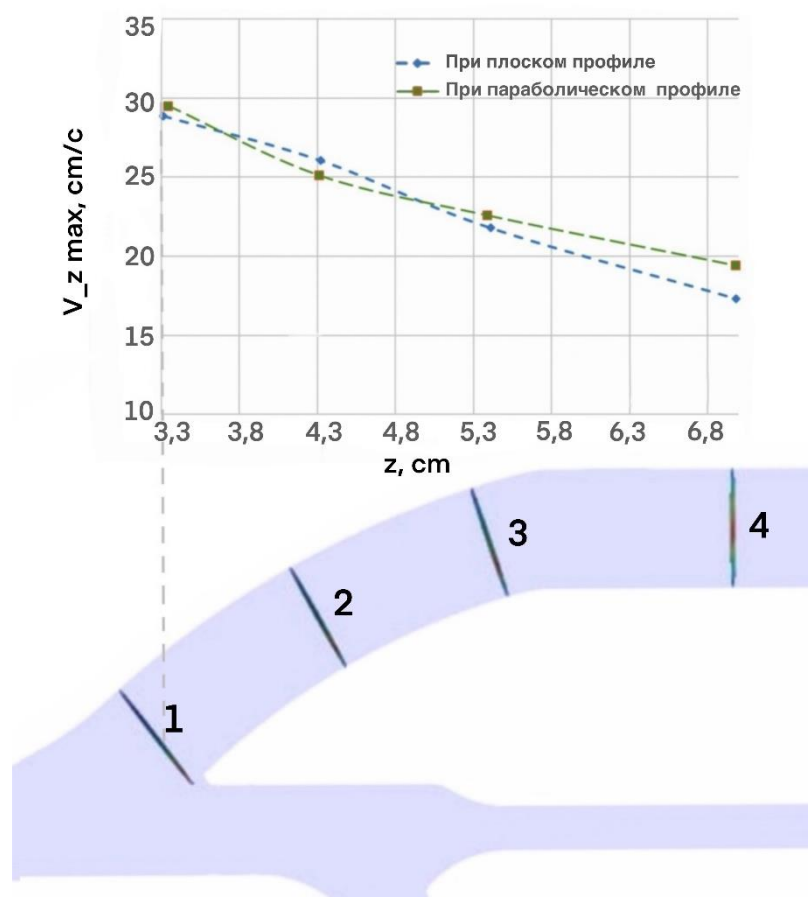


Рисунок 13. Максимальная осевая скорость от координаты вдоль потока

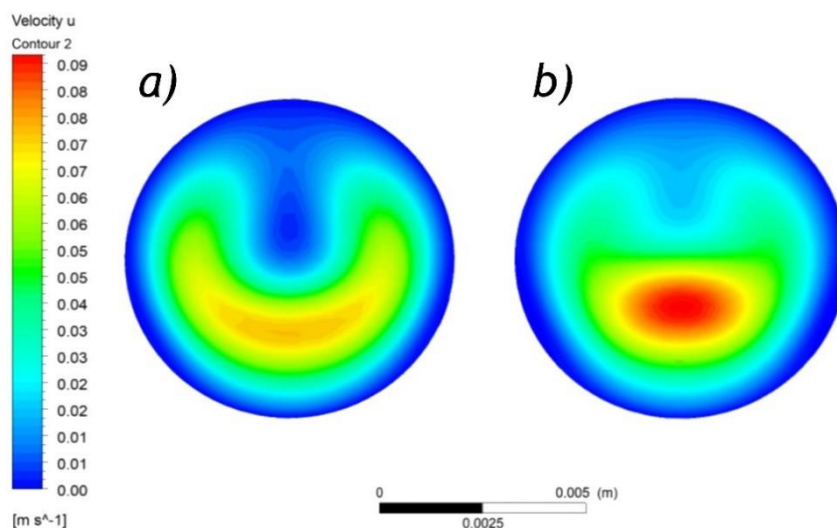


Рисунок 14. Распределение осевой скорости в поперечном сечении (между 3 и 4 сечениями) шунта при, а) равномерном и б) развитом профилях скорости на входе

То, что отличия в решении для двух форм входного профиля не велики доказывает и график осевой скорости вдоль диаметра поперечного сечения шунта (рис. 15).

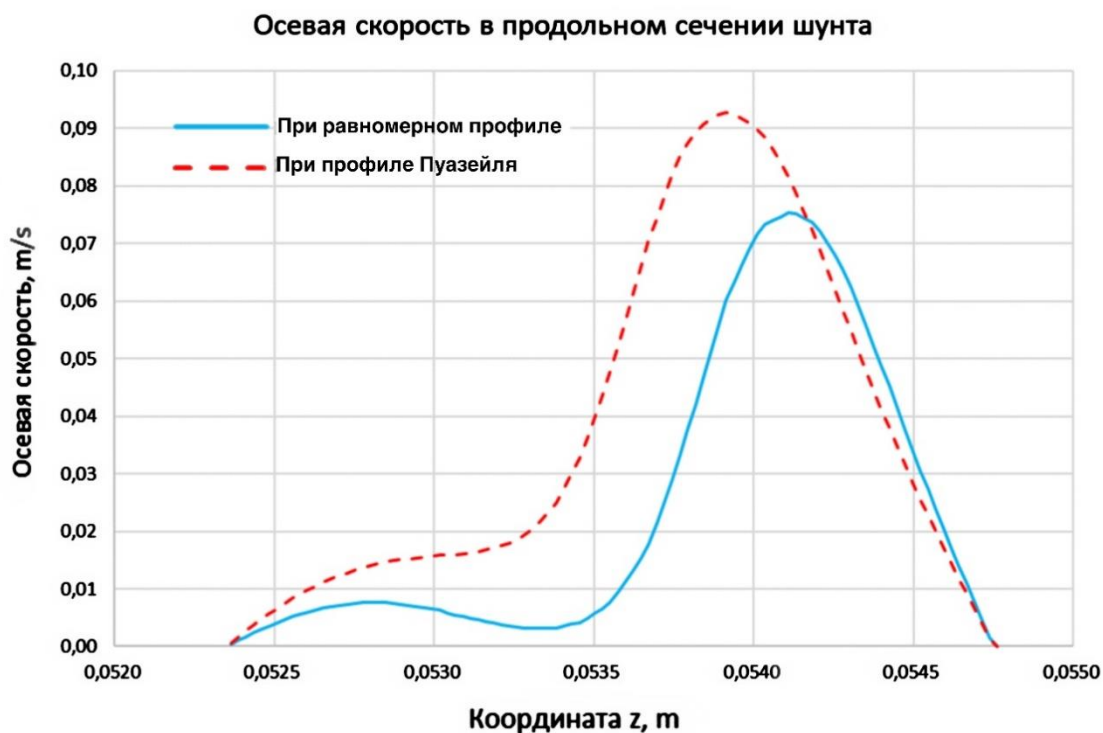


Рисунок 15. Зависимость осевой скорости в поперечном сечении шунта от координаты при различных входных профилях

3.4. Анализ полей течения по результатам стационарного расчета

В данном параграфе представляются данные для случая, когда расчеты производились на сетке 1,5 млн. элементов с заданием равномерного профиля скорости на входе.

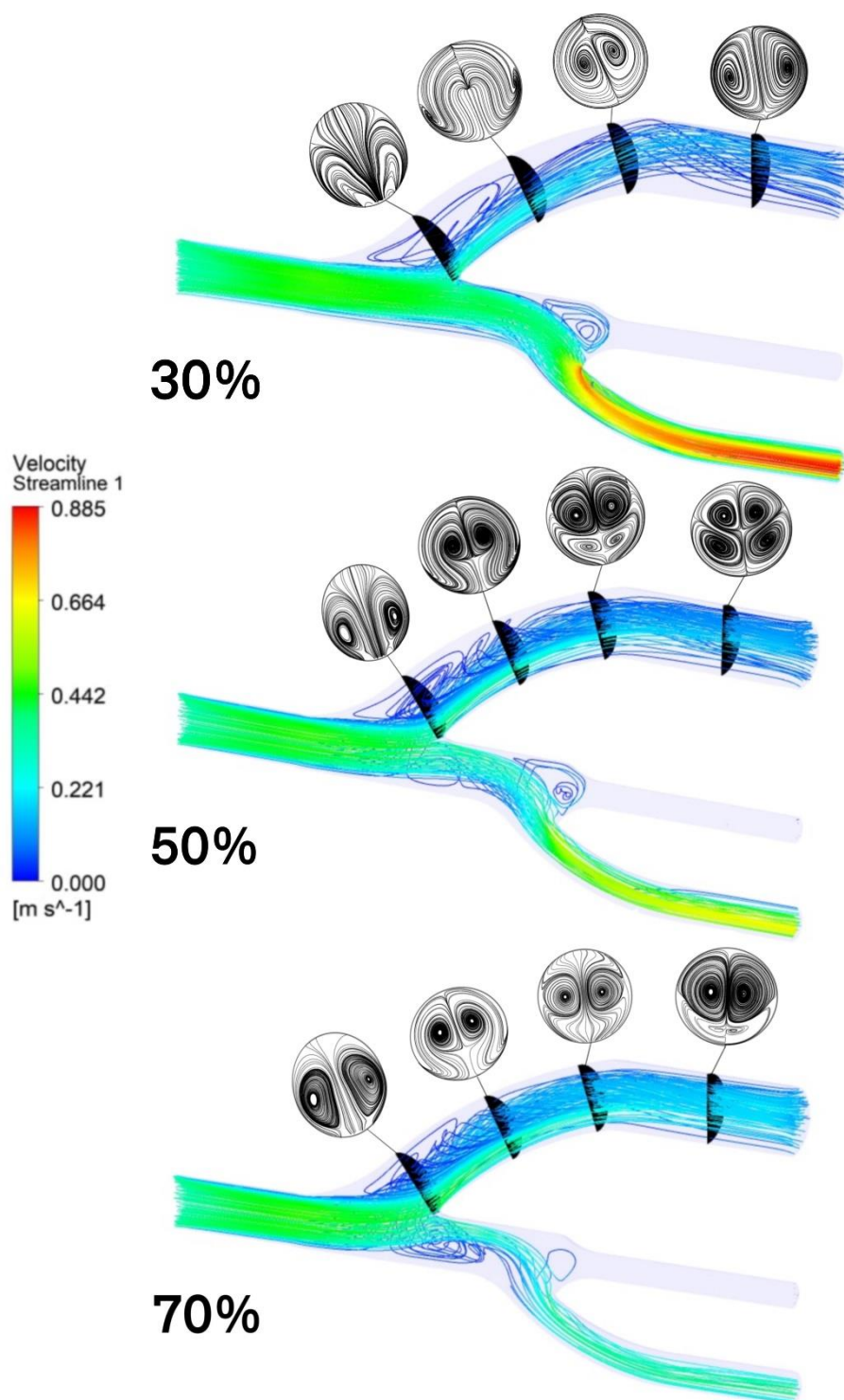


Рисунок 16. Линии тока скорости при 3-х разных расходах (30%, 50%, 70%)

Общее представление о движении жидкости можно получить при помощи построенных линий тока. Линия тока - это такая, в общем случае пространственная кривая, в каждой точке которой (в данный момент времени) векторы местной скорости направлены по касательной к этой линии. Линия тока относится к определенной совокупности различных частиц, рассматриваемых в определенный момент времени.

Из представленных на рис.16 картин видно, что в месте анастомоза образуются застойные зоны. Наибольшая застойная зона наблюдается при расходе в шунт 30% входного расхода.

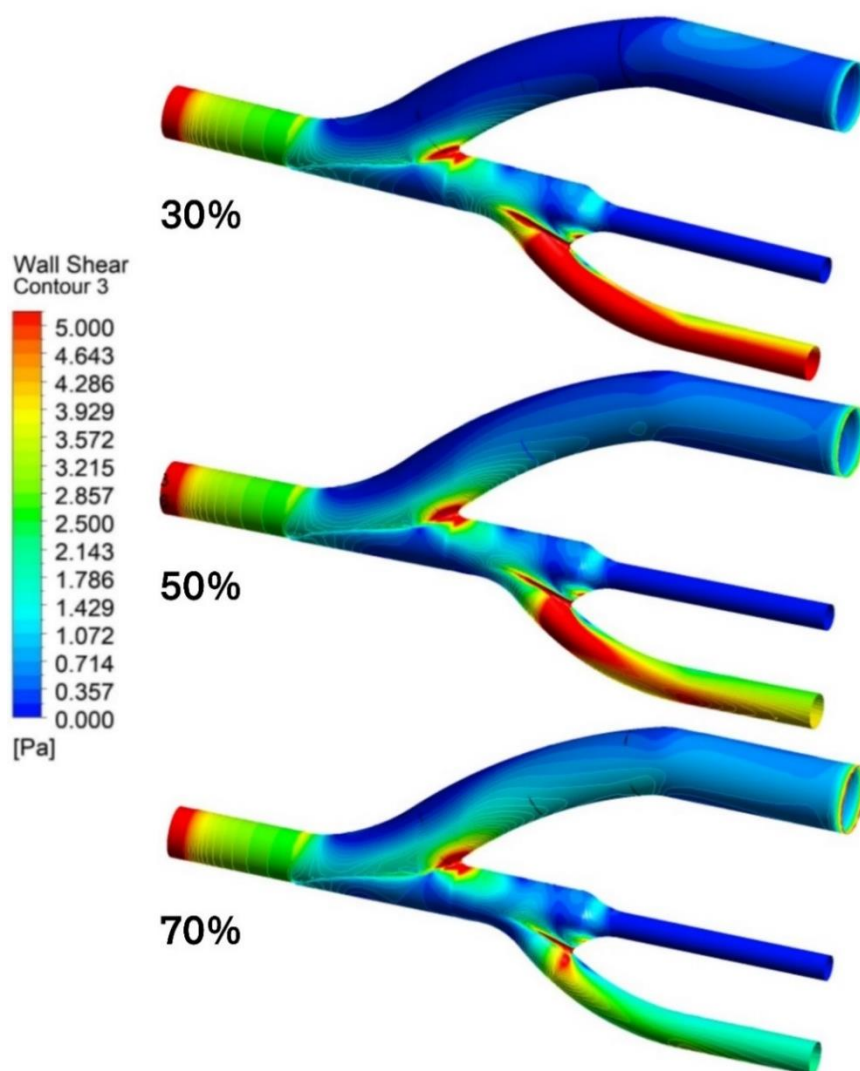


Рисунок 17. Распределение сдвигового напряжения на стенках при 3-ех разных расходах (30%, 50%, 70%) в шунт

На рис.17 показаны распределения сдвигового напряжения на стенках при трех разных расходах (30%, 50%, 70%) в шунт. В начальном участке артерии наблюдаем повышенные значения сдвиговых напряжений τ , что связано с большим градиентом скоростей на входе до установления параболического профиля скорости жидкости.

Также области максимальных сдвиговых напряжений наблюдаем на поверхностной бедренной артерии при наименьшем расходе в шунт 30% от входного потока. То есть 70% всего кровотока идет в данном случае в поверхностную бедренную артерию, которая заметно сужается, что говорит об увеличении скорости потока в ней, и как следствие, об увеличении сдвиговых напряжений. С увеличением расхода в шунт, т.е. с уменьшением потока в глубокую бедренную артерию, уменьшается и скорость, развивающаяся в ней. И, как видно по распределениям на рис. 17, поэтому уменьшаются и сдвиговые напряжения τ .

По распределениям сдвиговых напряжений можно сделать вывод, что вблизи анастомоза на внешней стенке шунта вниз по течению наблюдается зона наименьших сдвиговых напряжений, что может говорить об уменьшении градиента скоростей на стенке, и, как следствие, появлению зоны наиболее вероятного развития гиперплазии.

Глава 4. НЕСТАЦИОНАРНЫЙ РАСЧЕТ

Говоря о нестационарном течении, мы подразумеваем течение с переменными во времени полями скоростей и давления. Нестационарное течение в крови возникает при распространении пульсационных волн, идущих от сердца.

4.1. Граничные условия для нестационарного расчета

Для задания граничных условий на входе в бедренную артерию и на выходе из шунта использовался вид кривой изменения среднерасходной скорости во времени, построенной по осредненным клиническим данным 138 пациентов, возраст которых составлял 56 ± 13 лет. Данные приводятся в статье «Pulsatile Flow Waveform on the Femoral Artery» [12]. Построение кривых скорости для нашей модели осуществлялось за счет поиска среднерасходной скорости в момент максимального расхода по внутреннему диаметру на входе в артерию и выходе из шунта, плотности и динамической вязкости крови. Также, как и при стационарном расчете, будем рассматривать три расхода входного потока в шунт: 30%, 50%, 70%.

На входе в расчетную область для всех трех расходов задавалась одинаковая кривая среднерасходной скорости, тип условия в программе ANSYS CFX – «inlet». Профиль входной скорости задавался плоским, с нулевыми значениями поперечных скоростей. Кривые на выходе из шунта задавались при выборе типа граничного условия «outlet» и менялись в зависимости от расхода. Полученные кривые для трех расходов представлены на рис. 18. На выходе из поверхностной бедренной артерии задавалось условие нулевого значения редуцированного давления (относительно референсного) при типе граничного условия «opening». На стенках моделей задавалось условие прилипания (все компоненты скорости равны нулю). В качестве начальных условий задавались нулевые поля всех компонент скорости и редуцированного давления

Важнейшим параметром моделируемого пульсирующего течения является максимальное входное число Рейнольдса. Для рассматриваемой модели анастомоза максимальное число Рейнольдса составляет 1000.

Методические расчеты для схожей задачи при дистальном анастомозе Я.Смирновой [9] показали, что при старте с нулевых полей скорости периодическое решение практически устанавливается за 2 цикла. Приводимые ниже распределения среднего по циклу модуля сдвигового напряжения на стенках модели (TAWSS) и безразмерного индекса колебаний сдвигового напряжения (OSI) получены посредством осреднения актуальных данных по третьему циклу.

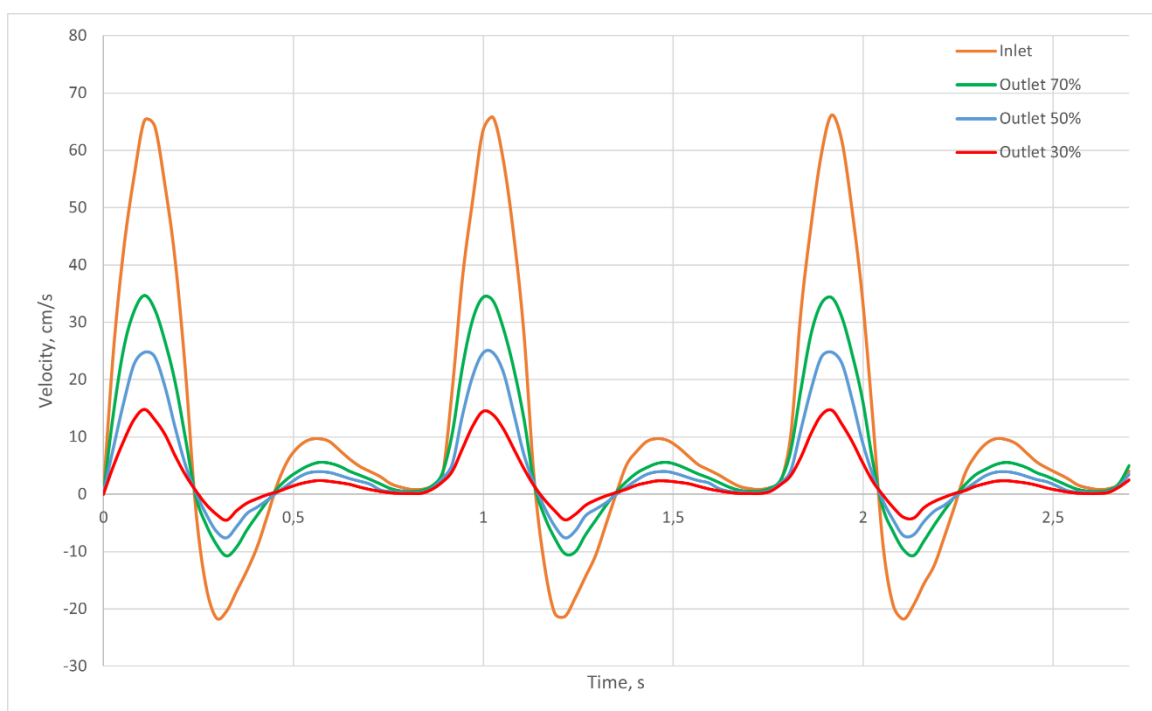


Рисунок 18. Граничные условия на входе и выходе при разных расходах в шунт

4.2. Результаты нестационарного расчета

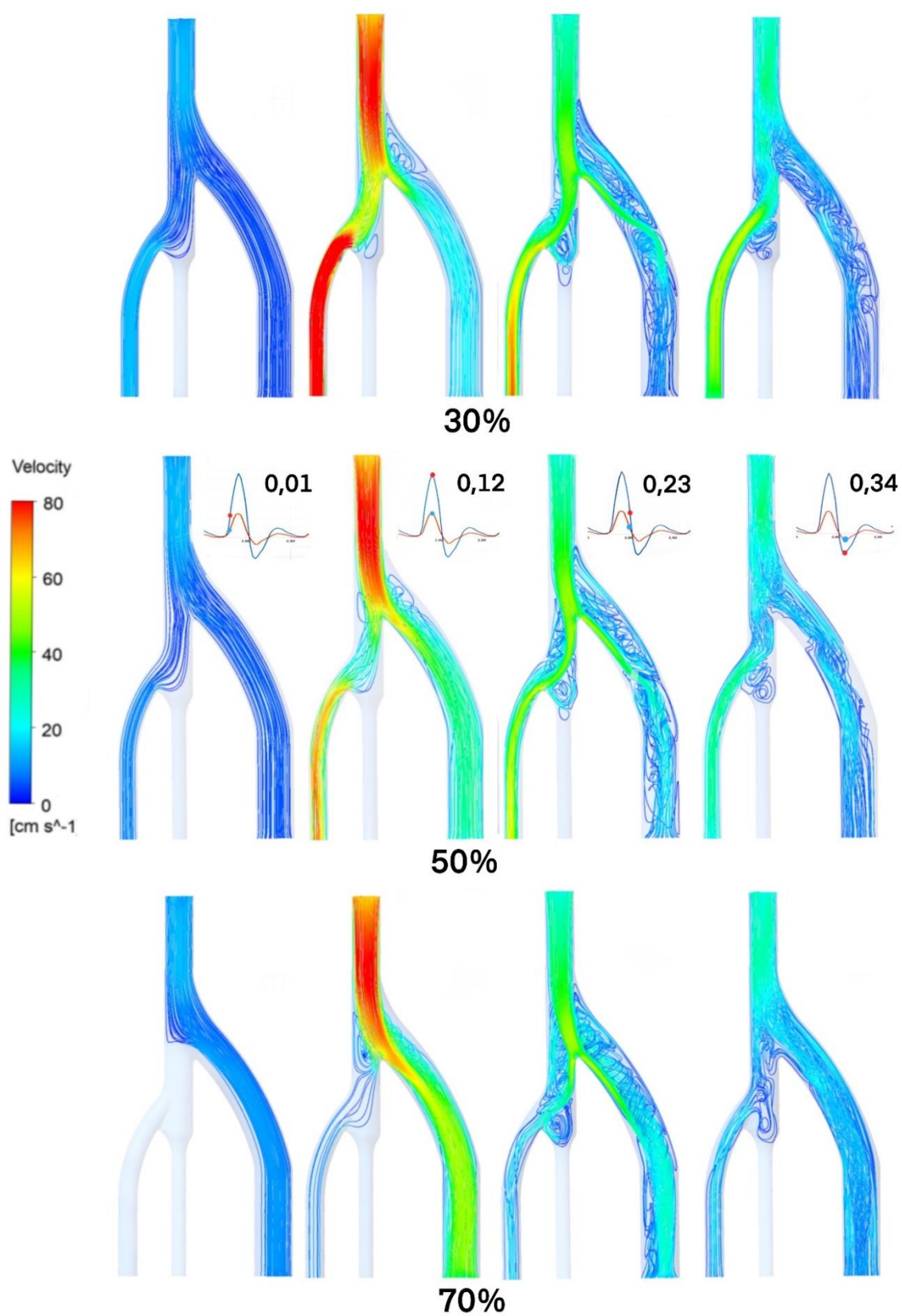


Рисунок 19. Динамика вихревой структуры при 30%, 50%, 70% входного расхода в шунт

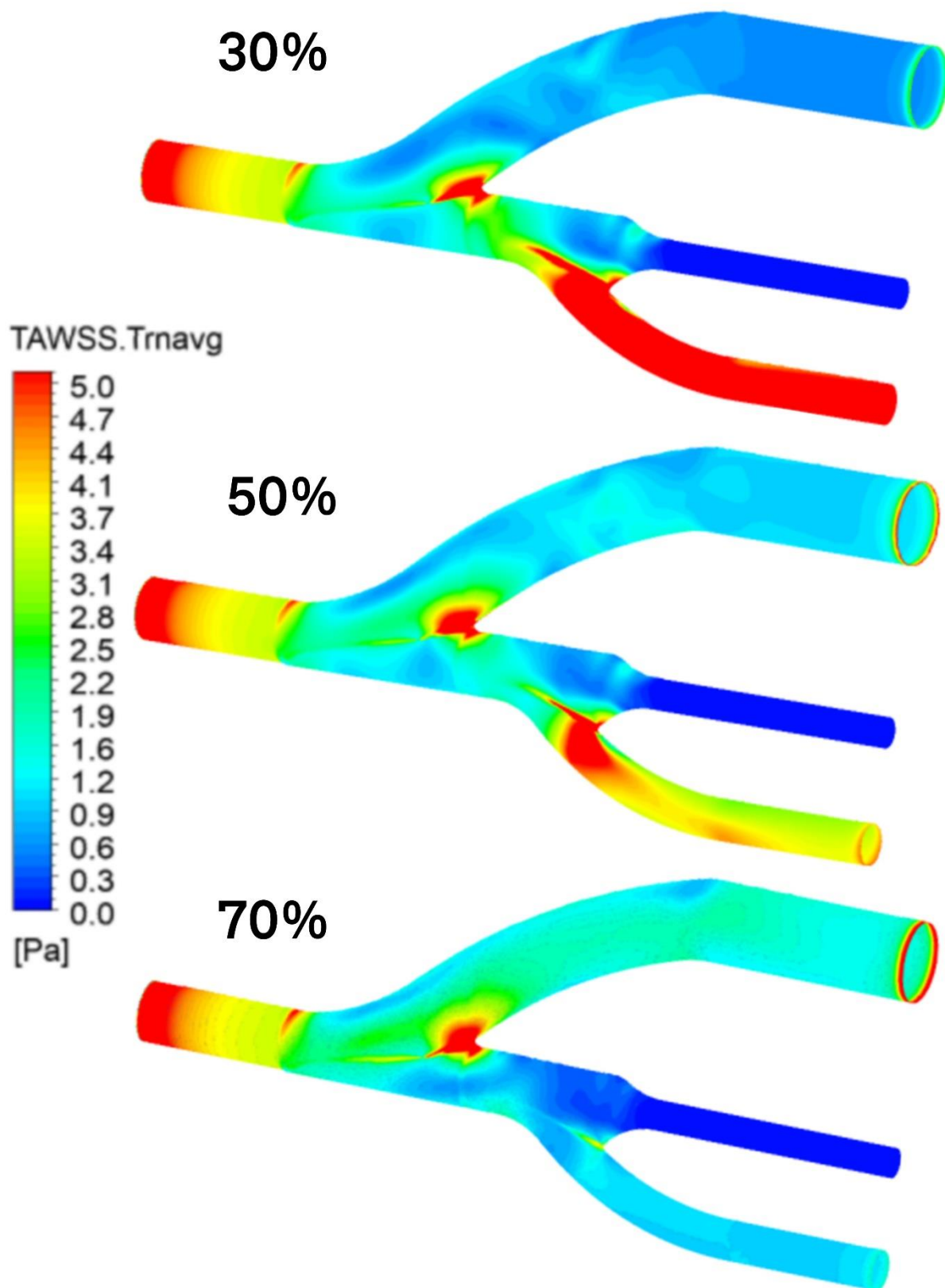


Рисунок 20. Поле осредненного по времени сдвигового напряжения (TAWSS) при 30%, 50%, 70% расходов в шунт, соответственно

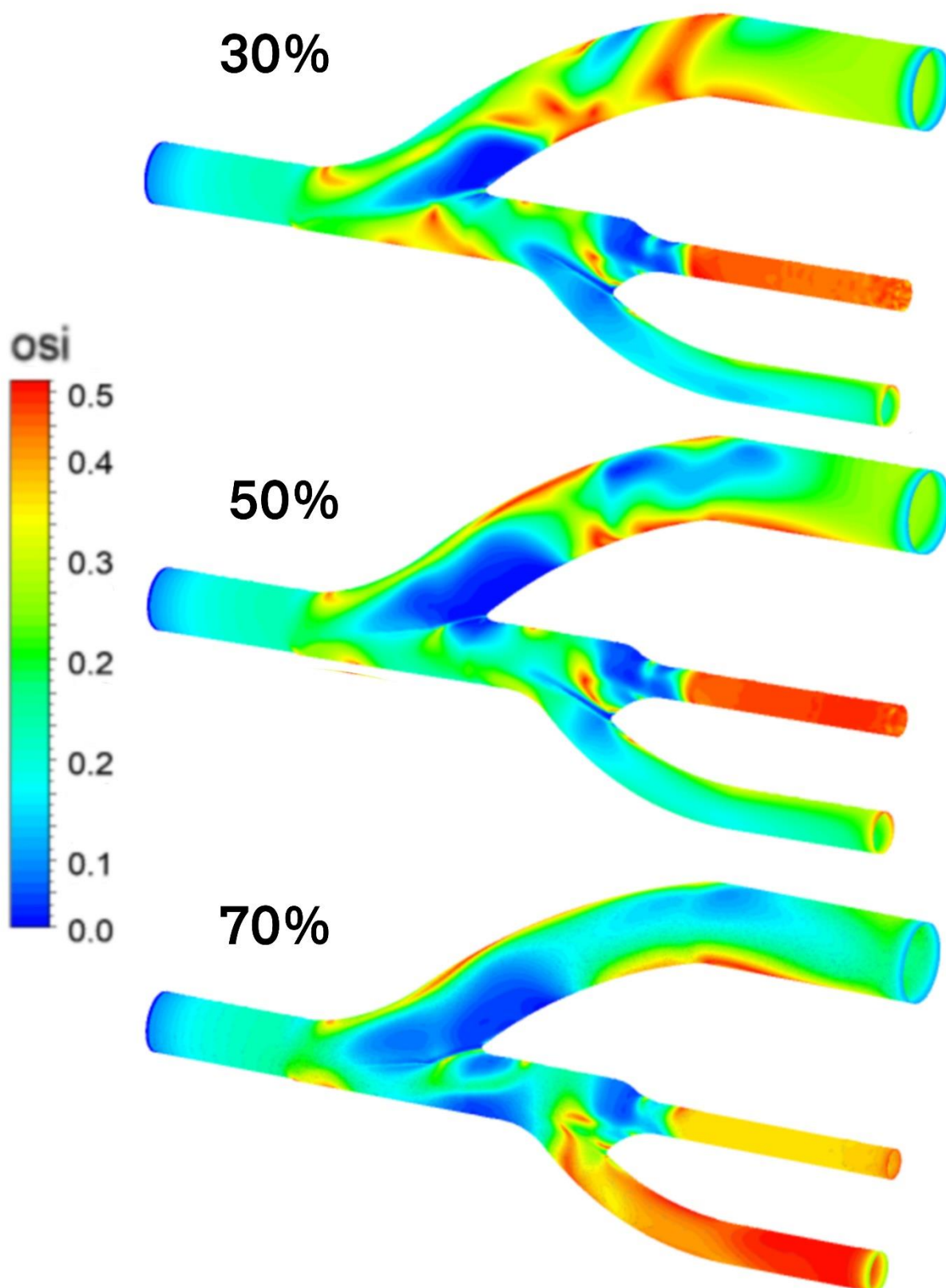


Рисунок 21. Поле индекса колебаний сдвиговых напряжений (OSI) при 30%, 50%, 70% расходов в шунт, соответственно

На рис. 19 представлены картины линий тока при разных входных расходах в шунт. Динамика вихревой структуры показывает различные картины течения в разные моменты времени. Так, в момент мышечного сокращения (момент систолы: $0,12T$) наблюдаются самые большие значения скорости крови для всех расходов в шунт, вихревое течение слабо выражено. Сразу после систолы (в $0,23T$) поток начинает замедляться, что вызывает образование вихревого течения жидкости. В диастолу ($0,34T$) скорость крови для всех расходов минимальна, так как происходит полное расслабление всех предсердий и желудочков сердца. Вихревое течение становится менее выраженным.

В момент систолы в области соединения сосуда с шунтом обнаруживаются застойные зоны. Известно, что наличие застойных зон в анастомозе тесно связано с наличием областей малых значений осредненных по времени сдвиговых напряжений и повышенных значений индекса их колебаний. Эти особенности структуры течения в области анастомоза способствуют развитию процесса гиперплазии после операции. Наибольшие застойные зоны наблюдаются при расходе в шунт 30% от входного расхода, что свидетельствует о вероятности развития здесь гиперплазии. Этот вывод будет подтвержден и по распределениям TAWSS и OSI ниже.

На рис. 20 представлено поле осредненного по времени сдвигового напряжения на стенке. Чем больше данный параметр, тем ниже риск развития гиперплазии интимы. Наименьшие значения TAWSS наблюдаем на внешней стенке шунта вблизи шва ниже по потоку, значит, вероятно, там возрастает риск развития гиперплазии интимы. Причем, при расходе в шунт 70% входного расхода в этом месте наблюдаем наибольшие осредненные сдвиговые напряжения на стенке, чем при 30% и 50% расхода. Следовательно, при 70% наименьшая вероятность развития гиперплазии интимы.

На рис. 21 представлено поле индекса колебаний сдвиговых напряжений на стенке. Чем меньше OSI, тем меньше риск развития гиперплазии интимы. С увеличением расхода в шунт, уменьшается зона малых значений OSI, а при

расходе 30% наблюдаются наиболее ярко выраженные участки индекса колебаний сдвиговых напряжений. Значит, можно сделать вывод, что при расходе в шунт 30% наибольшая вероятность развития гиперплазии интимы.

Таким образом, на основании расчетов пульсирующего течения можем оценить относительные риски развития гиперплазии интимы в зоне анастомоза. Наибольшая вероятность нарастания неоинтимы наблюдается при наличии в месте анастомоза наибольших застойных зон, малых значений осредненных по модулю сдвиговых напряжений на стенке (TAWSS) и больших значений индекса колебаний сдвиговых напряжений (OSI). Значит, наибольшему риску развития гиперплазии интимы подвержена модель с минимальным расходом в шунт (30%), а при увеличении расхода вероятность развития гиперплазии уменьшается. Данные выводы могут использоваться для создания теоретической базы причин образования гиперплазии интимы после операционного вмешательства, к которой могут прибегать сосудистые хирурги, например, при выборе необходимого диаметра протеза или техники сшивания шунта и артерии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данной выпускной работы было проведено численное моделирование разветвляющегося кровотока в месте соединения бедренной артерии и сосудистого протеза с помощью метода конечных объемов.

На основе обобщения нескольких персонализированных моделей, полученных в клинике методом КТ ангиографии, была построена геометрическая модель бедренной артерии с присоединенным к ней сосудистым протезом. С помощью программной среды ANSYS CFX были проведены численные расчеты течения несжимаемой кровоимитирующей вязкой жидкости в модели для постоянного расхода и при пульсирующем течении на входе. В результате проведения стационарного расчета был определен достаточный размер расчетной сетки (1,5 млн элементов) и форма входного профиля скорости (плоский профиль).

Численное параметрическое исследование пульсирующего течения в протезе сосуда производилось с различной долей расхода от входного (30%, 50%, 70%), в результате чего была построена картина динамики вихревого течения жидкости в разные моменты сердечного цикла при изменении соотношения входного расхода в шунт. Линии тока в момент систолы показали наличие застойных зон в зоне анастомоза шунта и бедренной артерии выше шва вниз по потоку, которые могут свидетельствовать о повышенной вероятности нарастания неоинтимы в этих местах. Также были проанализированы поля сдвиговых напряжений на стенке, а именно осредненный модуль сдвиговых напряжений на стенке (TAWSS) и индекс колебаний сдвиговых напряжений (OSI), определяющий отклонение сдвигового напряжения на стенке от его среднего значения. Известно, что Наибольшая вероятность нарастания неоинтимы наблюдается при наличии в месте анастомоза малых TAWSS и больших значений OSI. Полученные в работе данные позволяют заключить, что наибольшему риску развития гиперплазии интимы подвержена модель с минимальным расходом в шунт

(30%), а при увеличении расхода вероятность развития гиперплазии уменьшается.

В дальнейшем было бы целесообразно провести серию численных расчетов с использованием пациент-ориентированных моделей, построенным по данным, полученным с компьютерного томографа. Использование более сложной геометрии позволит оценить масштаб влияния индивидуальных особенностей на поток крови в артерии с присоединенным сосудистым протезом.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ашер, А. Сосудистая хирургия по Хаймовичу /А. Ашер, А.В. Покровский. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2012. – Т.1.
2. Бегун П. И., Лебедева Е. А., Лобачева Д. А., Щепилина О. В. Компьютерное моделирование в прикладной и биомеханике: учеб. пособие. СПб.:Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015.
3. Белов Ю. В., Лысенко А. В., Евдокимов А. Г. Как я это делаю: анастомозы с коронарными артериями. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2017;(3):108-113.
4. Бокерия Л. А., Гудкова Р. Г. Здоровье населения Российской Федерации и хирургическое лечение болезней сердца и сосудов в 2012 г. М.: Изд-во НЦССХ им А.Н. Бакулева РАМН, 2013.
5. Василенко В. С. Атеросклероз. Учебно-методическое пособие для студентов. / Под редакцией профессора –СПб.: СПбГПМУ, 2018. – 40 с
6. Википедия – свободная энциклопедия [Электронный ресурс]. - <https://wikipedia.tel/Стационарность> (дата обращения: 14.04.2021).
7. Затевахин И. И. Выбор объема и сроков санирующих вмешательств после сосудистой реконструкции у больных с хронической артериальной недостаточностью нижней конечности IV стадии Хирургия. – 2005. - №12. – С. 12-17.
8. Курьянов П.С. Гиперплазия интимы в зоне сосудистого анастомоза/ П.С. Курьянов, А.С. Разуваев, В.Н. Вавилов // Ангиология и сосудистая хирургия. – 2008.
9. Радченко, Я.Ф. Закрученное течение в протезе кровеносного сосуда со спиральной насечкой. – 2018.
10. Юхнев А.Д, Гатаулин Я.А, Попов М.А. Численное моделирование кровотока в общей сонной артерии с s-обратной извитостью // Биотехносфера. 2013. №5 (29).

11. Bonert M. et al. The relationship between wall shear stress distributions and intimal thickening in the human abdominal aorta// *BioMedical Engineering OnLine*, 2:18, 2003, P.14;
12. Hashimoto, J. & Ito, S. (2010) Pulse pressure amplification, arterial stiffness, and peripheral wave reflection determine pulsatile flow waveform of the femoral artery. *Hypertension*, 56, pp. 926-933;
13. Jin Suo et al. 3D optical coherence tomography (OCT) — An investigation of intimal-medial thickness (IMT) and Wall Shear Stress (WSS) in a patient's coronary artery// *Computing in Cardiology*, Vol.38, 2011, pp. 217-219;
14. Keynton R. S. et al. Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomoses: an in vivo model study // *J. Biomech. Eng.*, v.123, 2001, pp. 464-473;
15. Ku D. N. et al. Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Caroid Bifurcation// *Arteriosclerosis*, Vol 5 (3), 1985, pp. 293-302;