



Гемодинамика бедренной артерии: тренды, эксперимент и моделирование

Паршин Д.В., Куянова Ю.О., Гайфутдинов Р.А., Гостев А.А.

1- НМИЦ им. ак. Е.Н. Мешалкина

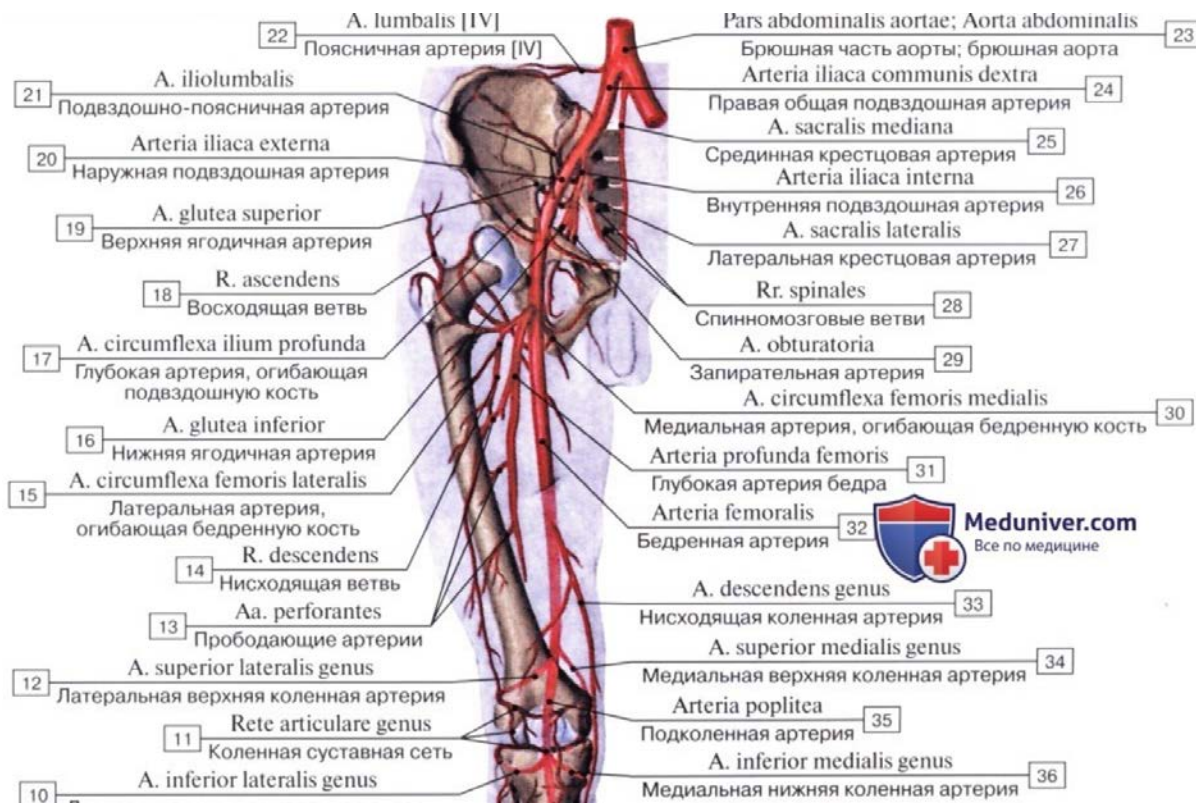
2- ИГИЛ СО РАН

XVI Конференция по биомедицине, Москва - 2024

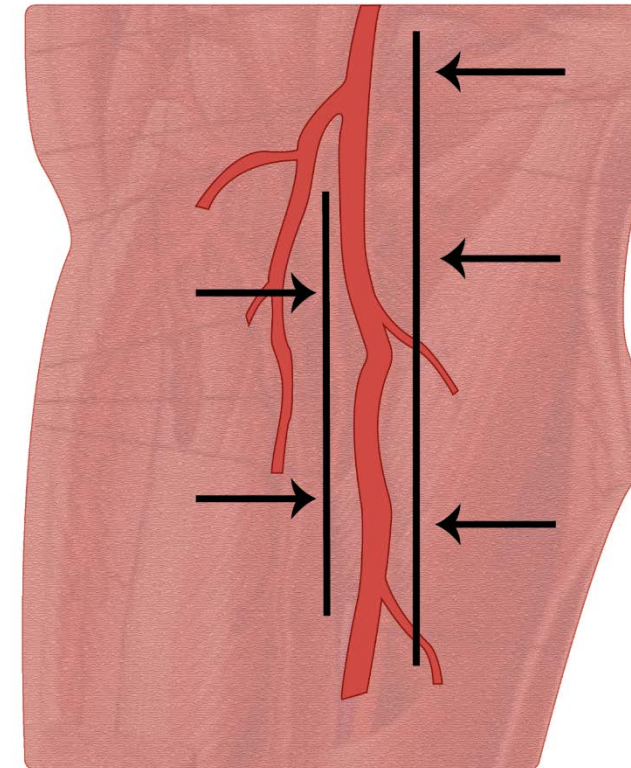
Содержание

- Гемодинамика бедренной артерии
- Экспериментальный стенд
- Первые результаты
- Сравнение с численным экспериментом
- Клинический случай
- Выводы

Виртуальная установка стенда в поверхностную бедренную артерию. Описание.



Анатомия сосудов нижней конечности человека

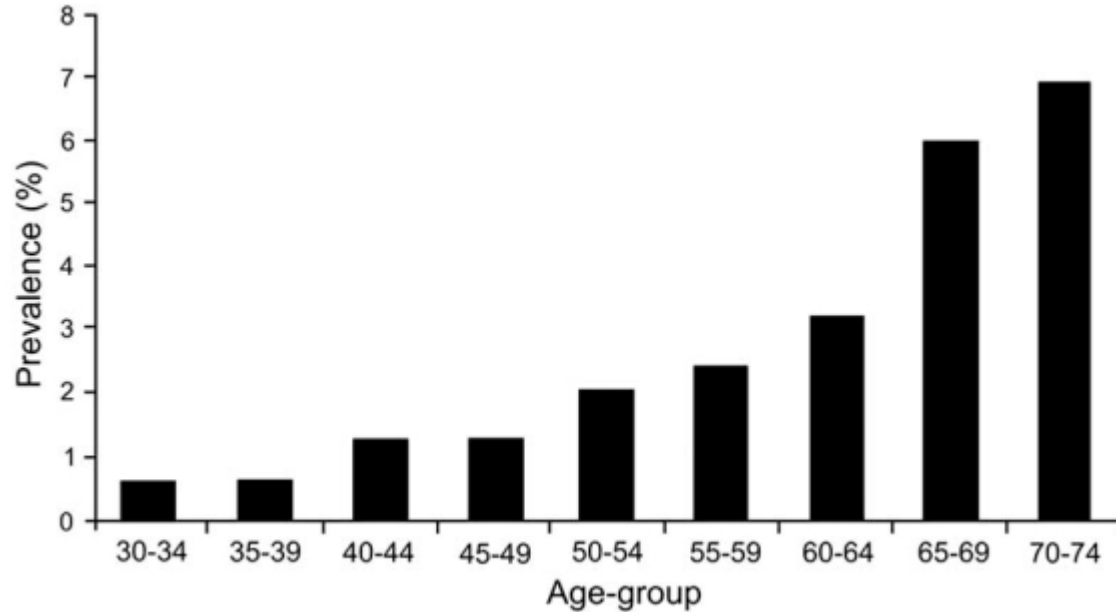


ПБА в мышечно-фасциальном корсете (схематично)

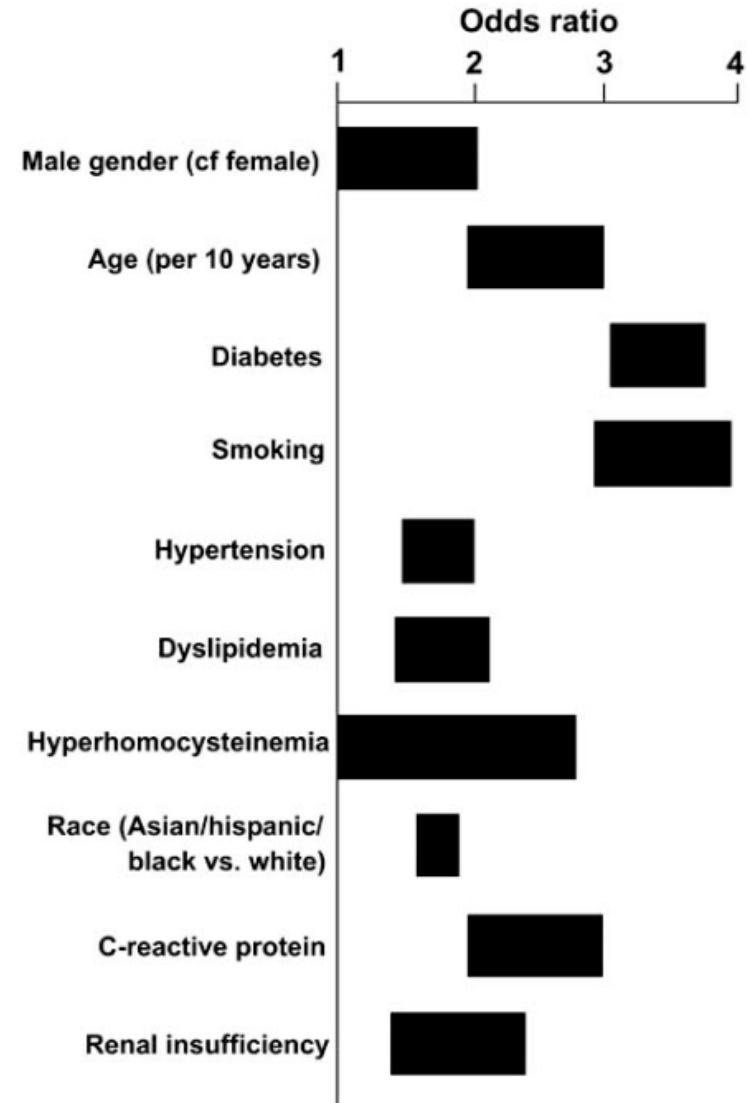
Патологии бедренной артерии в современной гемодинамике

Стенозирующие поражения

(Norgren , et al 2007 10.1016/j.ejvs.2006.09.024)



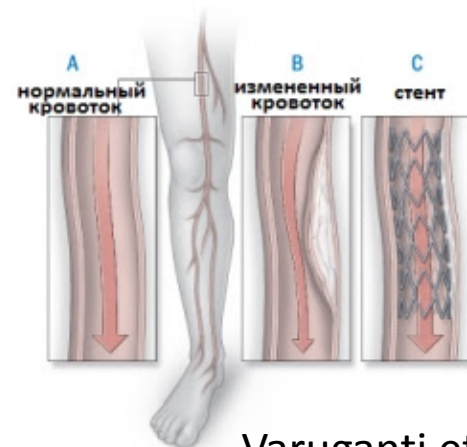
PAD ≠ FAD



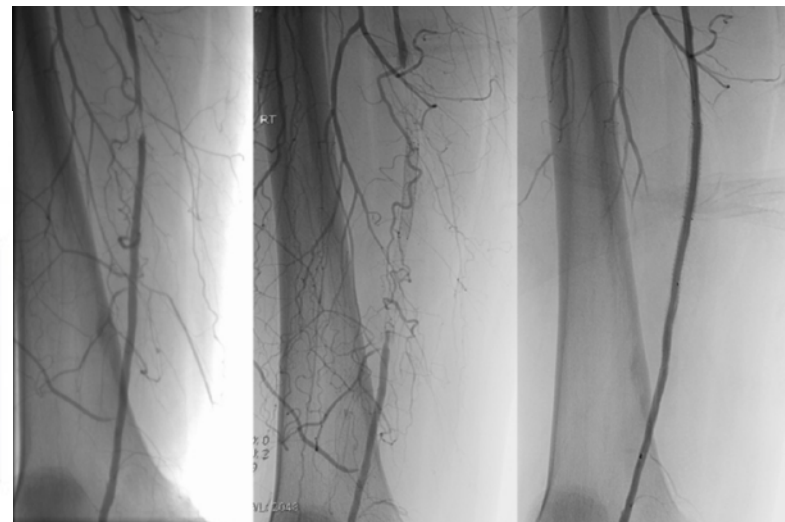
Болезни периферических артерий нижних конечностей и бедренных артерий

Признаки болезни бедренных и периферических артерий включают:

- боли, спазмы, онемение and слабость, возникающая при ходьбе и нагрузках
- холод в ногах и ступнях, особенно по сравнению со здоровой ногой
- не зажимающие раны и язвы на ногах и ступнях,
- нарушения кожной пигментации на ногах,
- выпадение и слабый рост волос на ногах и ступнях,
- слабый рост ногтей на ногах,
- Ослабление пульса в ступнях
- Эректильная дисфункция у мужчин.

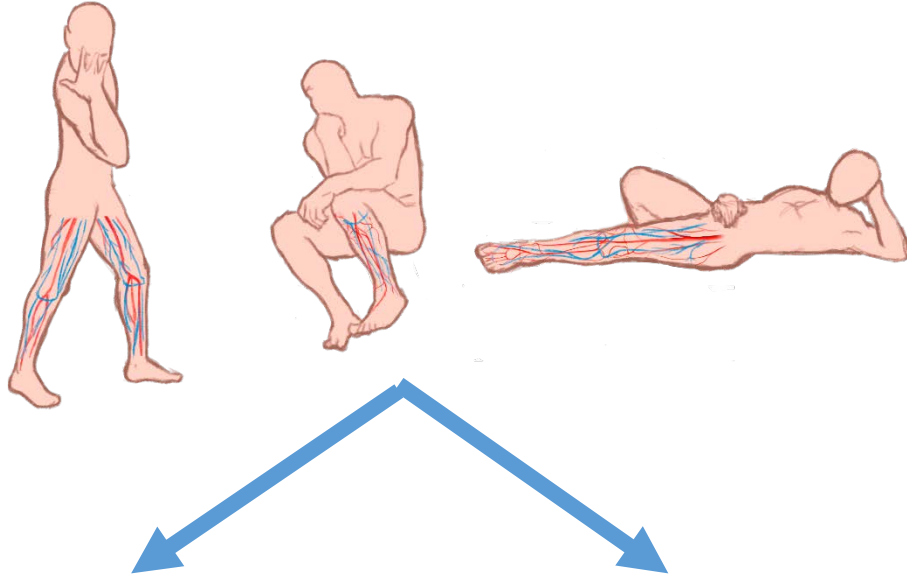


Стентирование бедренной артерии



- Окклюзия артерии
- In stent стеноз
- Реканализация стента

Приложения гемодинамики нижних конечностей



Изменение положения
тела в пространстве

Изменение угла в
колене

Потенциальные приложения:

- Профилактика и лечение FAD & PAD
- Биомеханика спорта
- Реабилитация
- Разработка технологичной одежды для пожилого населения

Для решения задач гемодинамики бедренной артерии в динамике необходимо исследовать течение

- с учетом силы тяжести (планы на будущее)
- с учетом изменения угла в колене (текущее исследование)

Roadmap исследования

Создание гидродинамического стенда

Решение фундаментальных проблем:

- гидродинамика динамически изгибающегося канала
- валидация граничных условий численных расчетов

Прикладные задачи:

- гидродинамика бедренной артерии в дистальном сегменте
- перераспределение кровотока при частичной\тотальной окклюзии
- Лабораторное стентирование бедренной артерии, исследование гидродинамики артерии при наличии группы стентов

Экспериментальная гемодинамика

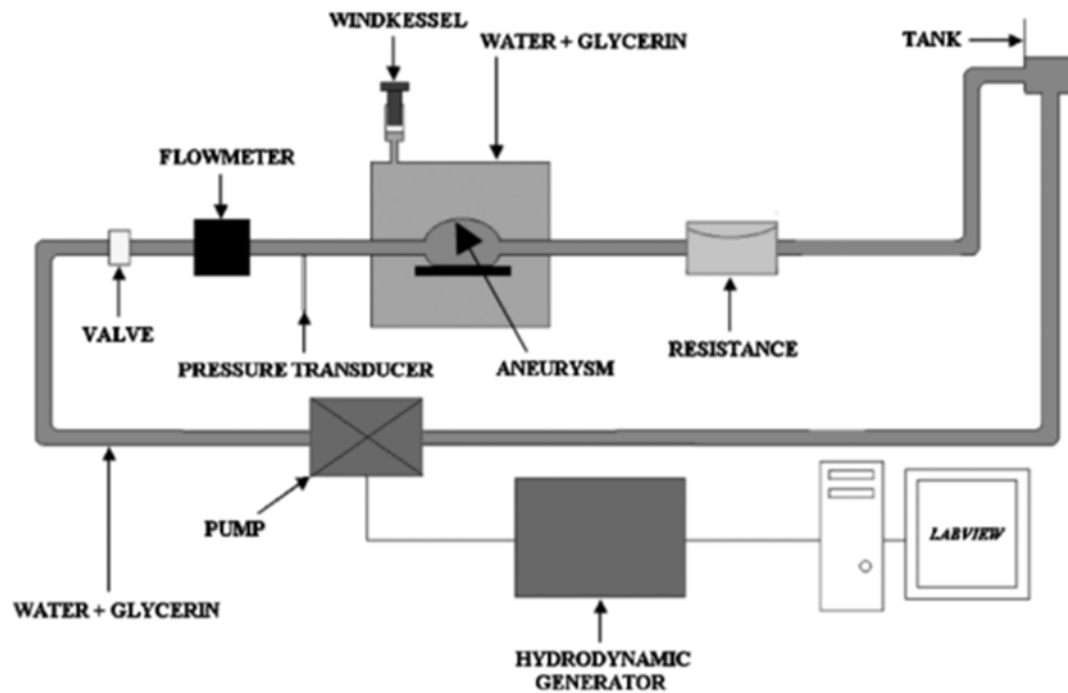
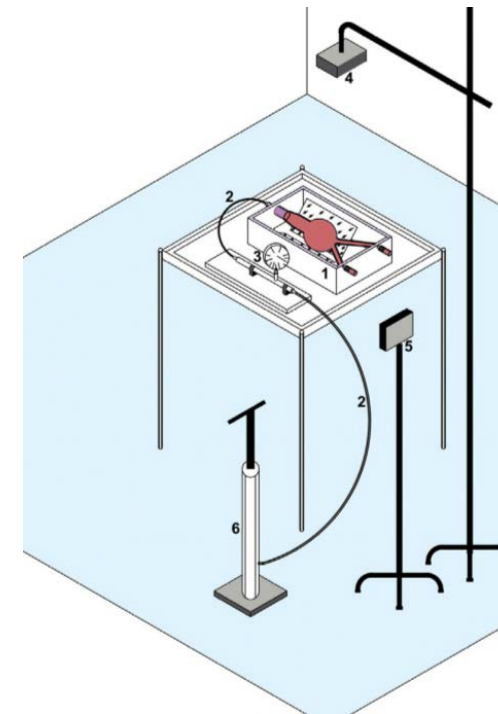


Схема работы стенда.



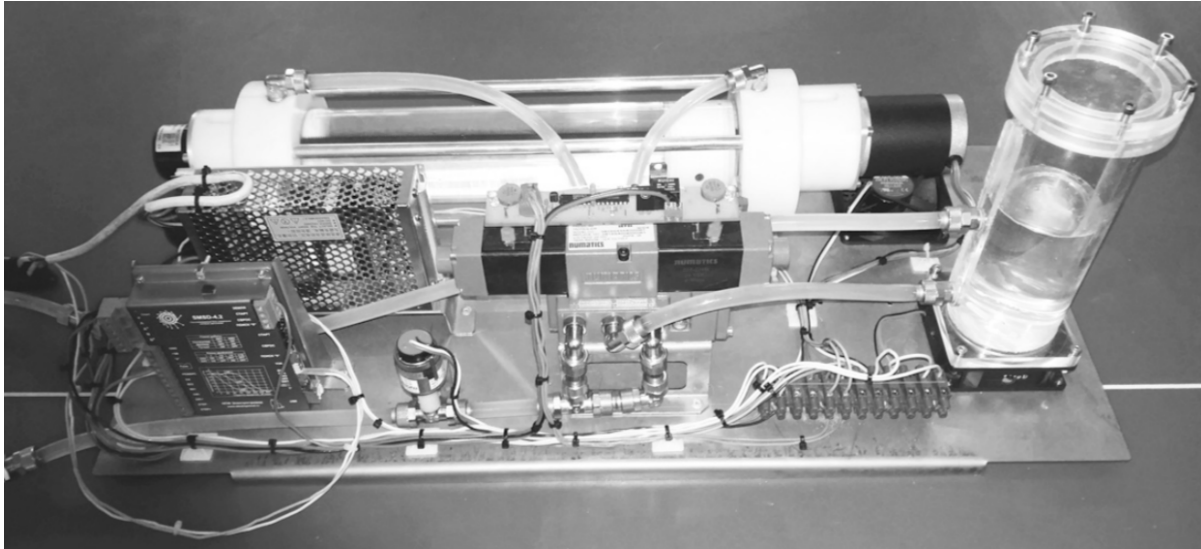
Схематическая иллюстрация экспериментальной установки:

1. пластиковый поддон для образца с зеркалами на дне
2. шланги для подачи жидкости
3. цифровой датчик (PSI)
4. камера для регистрации разрыва образца,
5. камера для регистрации колебаний манометра
6. воздушный насос

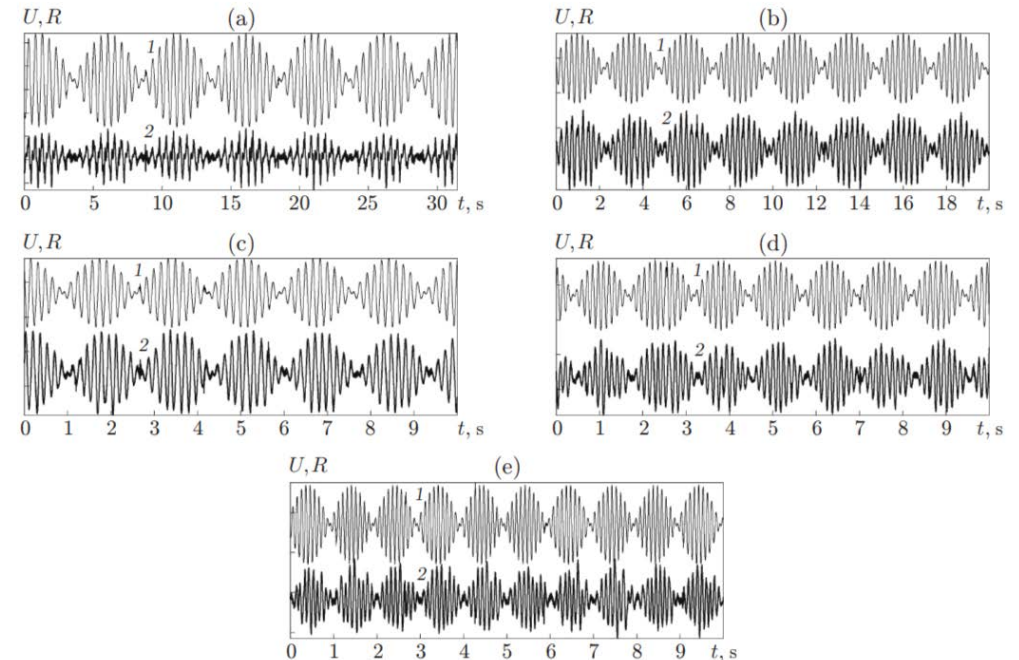
Gaillard, E. and Deplano, V. 2005. Experimental study of the hemodynamics in an abdominal aortic aneurysm under physiological resting and exercise flow conditions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 8, sup1 (Sep. 2005), 109–110. DOI:<https://doi.org/10.1080/10255840512331388498>.

Gomes, V.C., Raghavan, M.L., Silva, L.F.F.d., Gomes, J., Silvestre, G.C., Queiroz, A., Marques, M.A., Zyngier, S.P., Kwang-Joon Chung, T. and Silva, E.S.d. 2021. Experimental Study of Rupture Pressure and Elasticity of Abdominal Aortic Aneurysms Found at Autopsy. *Annals of Vascular Surgery*. 70, (Jan. 2021), 517–527. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.avsg.2020.08.111>.

Экспериментальная гемодинамика



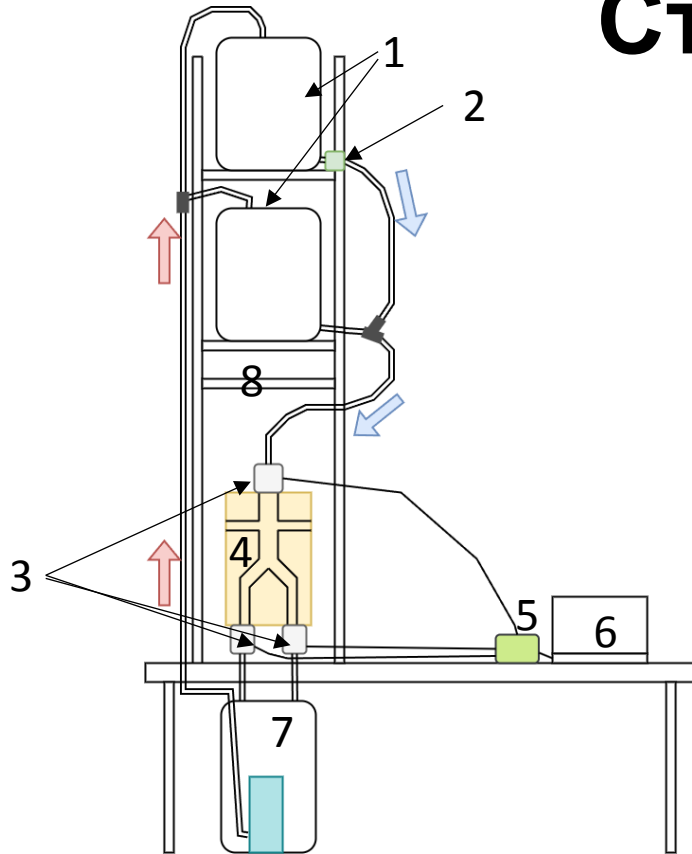
Общий вид испытательной установки.



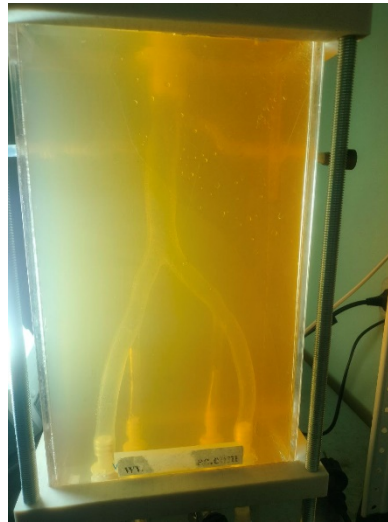
Зависимость напряжения U и давления P опорного сигнала от времени для различных значений частоты модуляции: (a) $\omega = 2$ Гц; (b) $\omega = 4$ Гц; (c) $\omega = 6$ Гц; (d) $\omega = 8$ Гц; (e) $\omega = 10$ Гц.

Sorokin, A.M., Boiko, A.V., Chupakhin, A.P. and Cherevko, A.A. 2020. AUTOMATED FLOW CONTROL SYSTEM IN A BASIC TEST RIG FOR STUDYING OSCILLATING FLUID FLOWS. *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics*. 61, 4 (Jul. 2020), 593–598. DOI:<https://doi.org/10.1134/s0021894420040136>.

Стенд с фантомом аорты

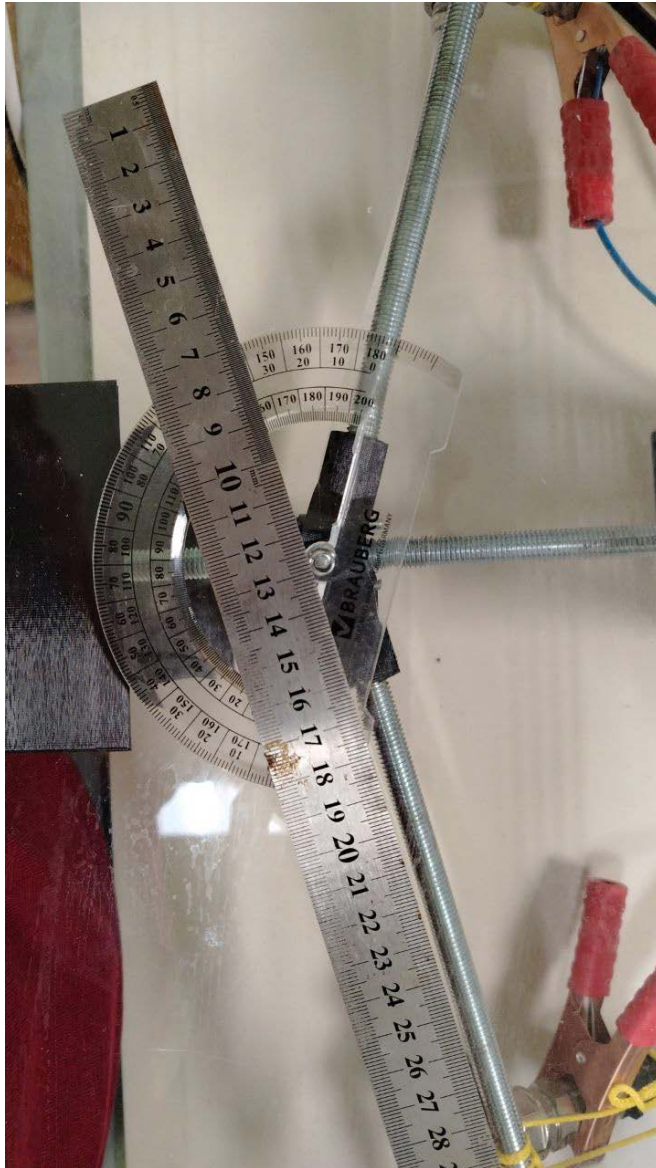


- 1 – резервуары для подачи жидкости
 - 2 – электроклапан с системой управления
 - 3 – датчики давления
 - 4 – фантом аорты
 - 5 – АЦП
 - 6 – ультразвуковой датчик
 - 7 – резервуар для слива жидкости с насосом
 - 8 – стеллаж с настраиваемой высотой полок
- Синяя стрелка – направления течения жидкости в аорту,
красная стрелка – в резервуар



Слева направо: схематичный вид стенда, ультразвуковой датчик и фантом аорты в баллистическом желатине, общий вид стенда.

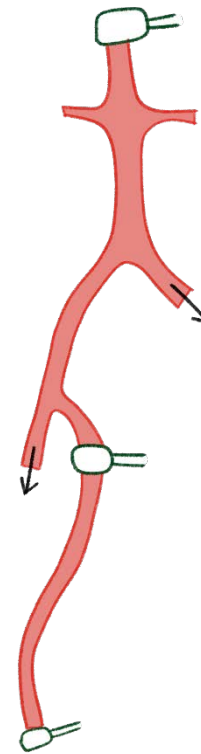
Дополнение к стенду – подключение «ноги»



Система позволяет:

- задавать угол в «колене» от 125 до 180 градусов
- Менять угол быстро и надежно
- Быстрая и реальная перспектива автоматизации изменения угла
- Измерение скорости и давления в динамически-изгибающемся канале

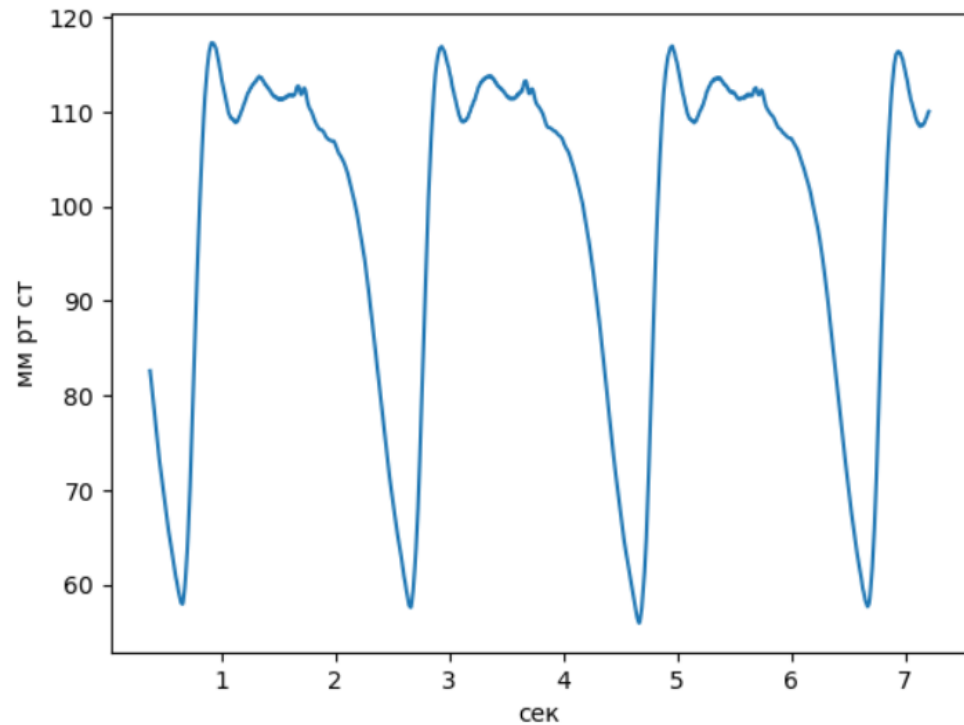
Стенд с аортой +



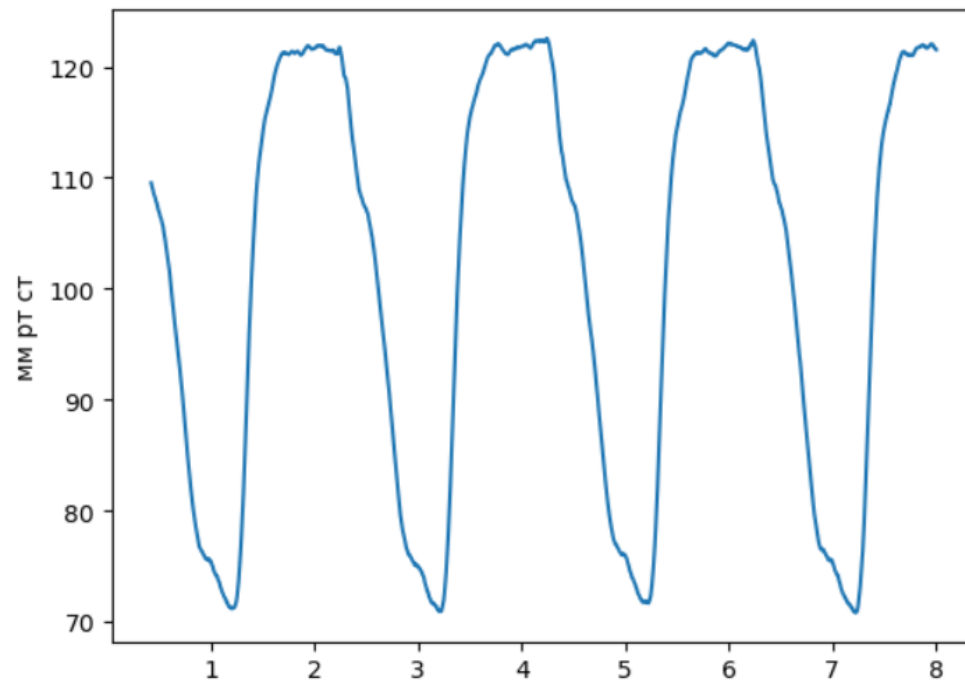
+подключение шагового двигателя с контроллером (перспектива)

Экспериментальная установка. Новая установка. Влияние нагнетания давления в «систолический» бак на профиль «кардиоиды».

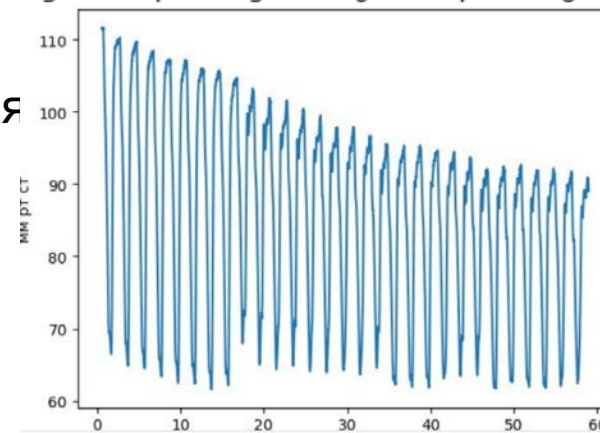
Датчик 3 с обработанными данным



Датчик 3 с обработанными данным

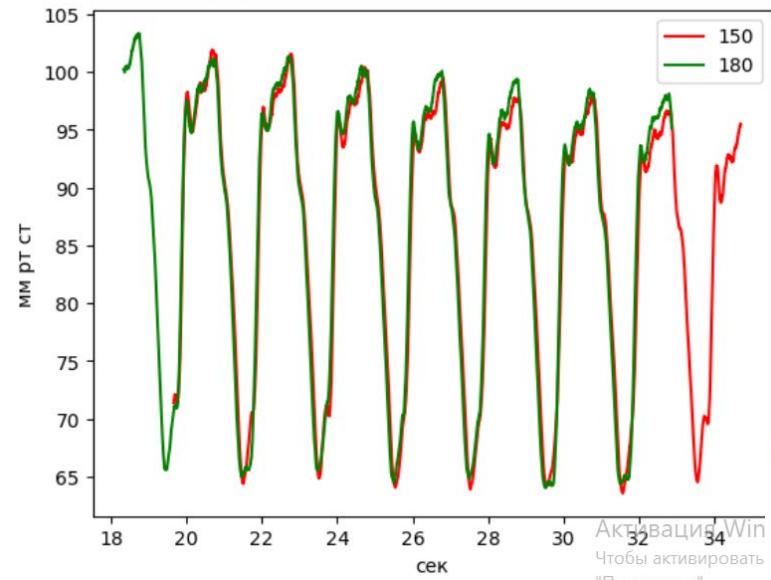


!Однако, без включенного насоса имеет место убывание давления

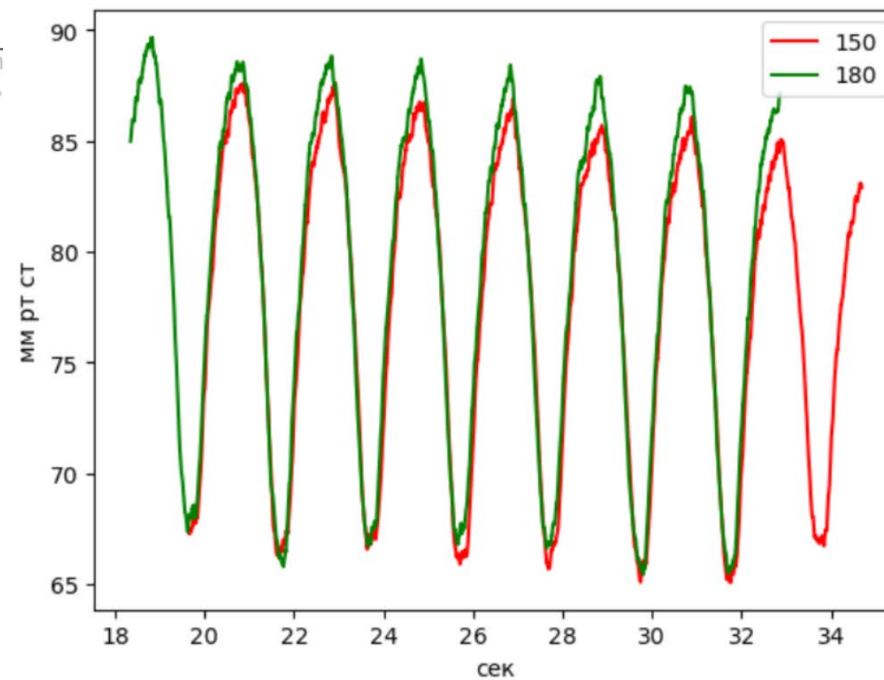


Влияние сгиба колена на гидродинамику контура. Эксперимент (насос отключен).

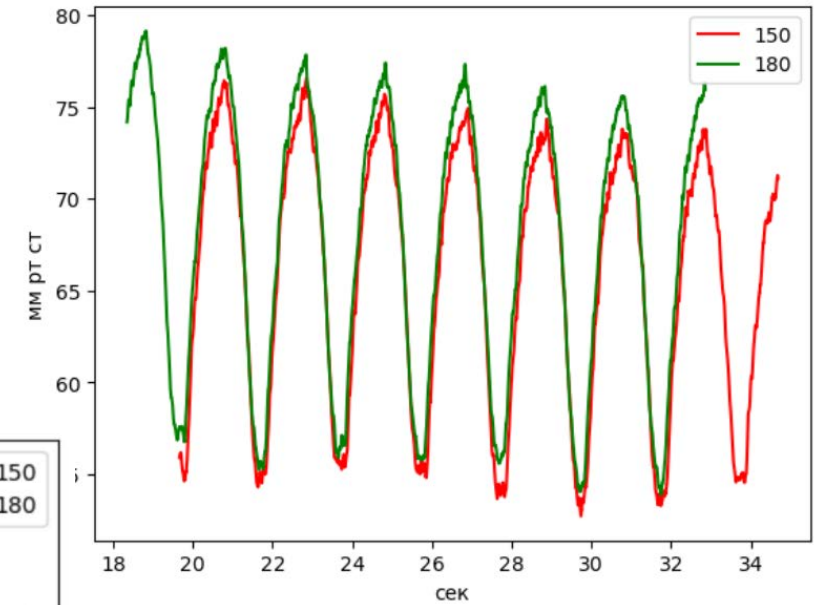
Датчик 3 с обработанными данными



Датчик 2 с обработанными данными

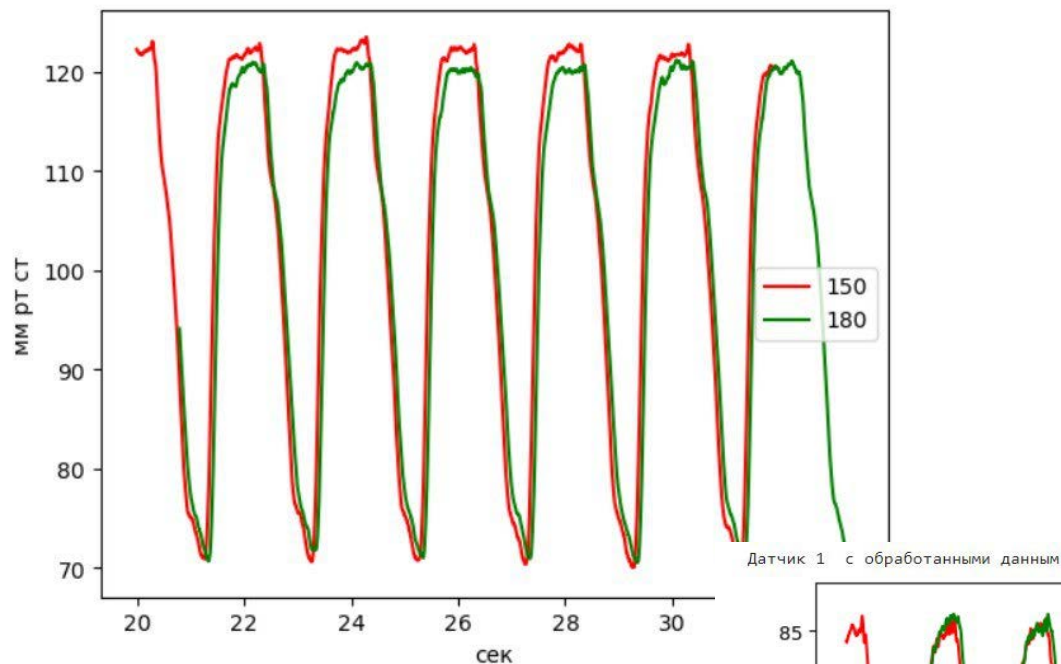


Датчик 1 с обработанными данными

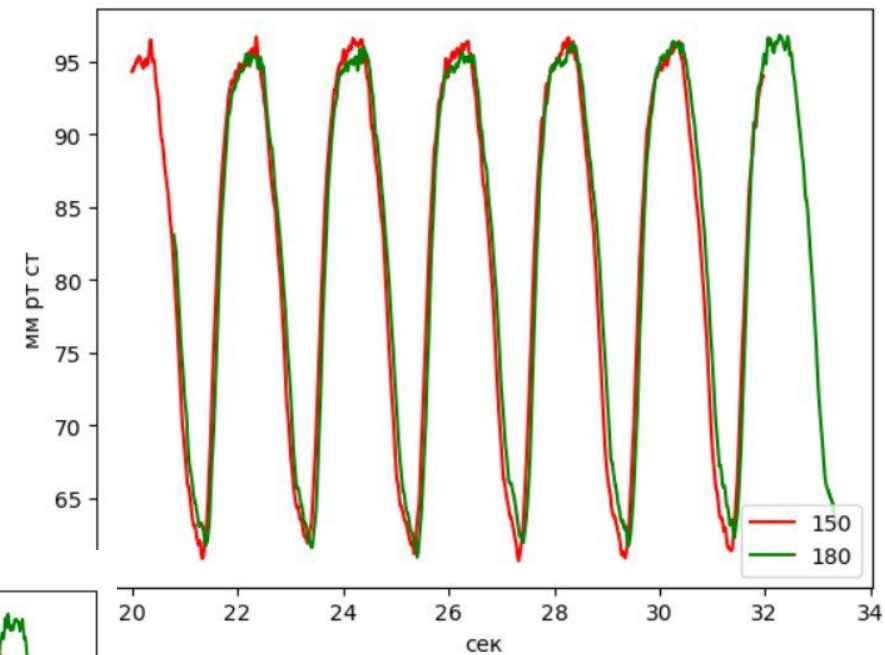


Влияние сгиба «колена» на гидродинамику контура. Эксперимент (насос включен).

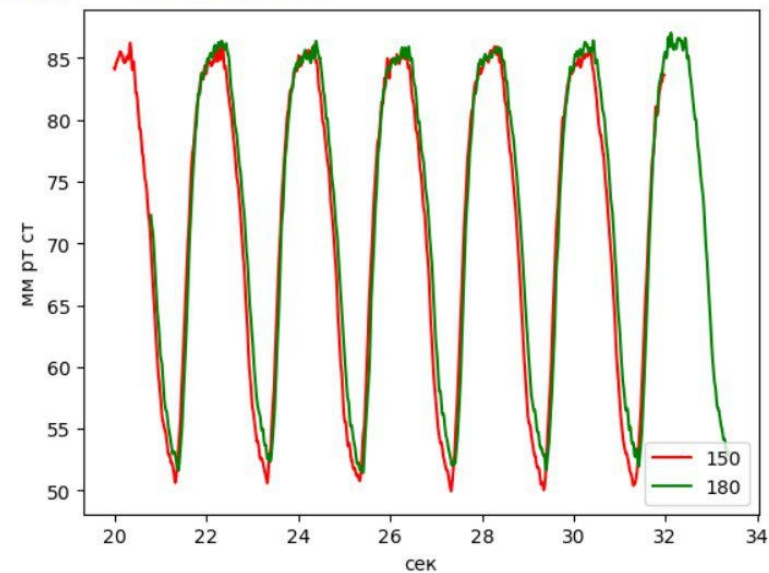
Датчик 3 с обработанными данными



Датчик 2 с обработанными данными

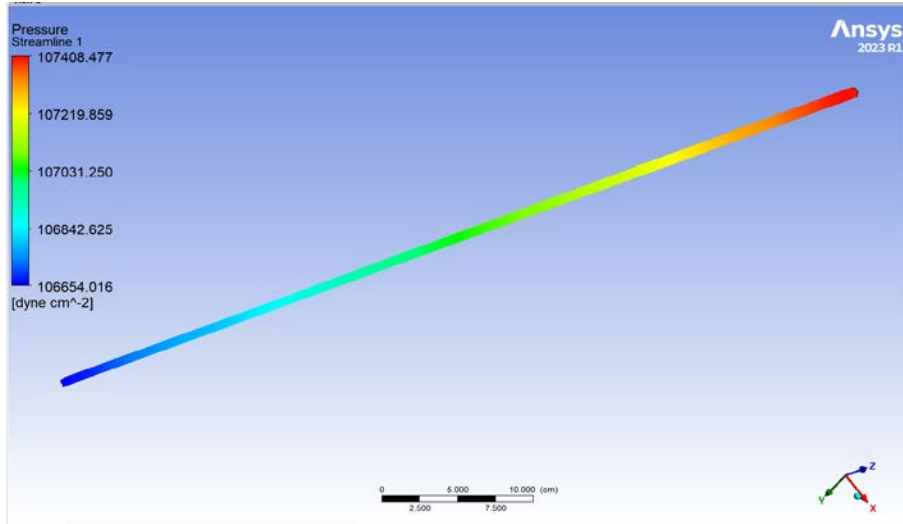


Датчик 1 с обработанными данными

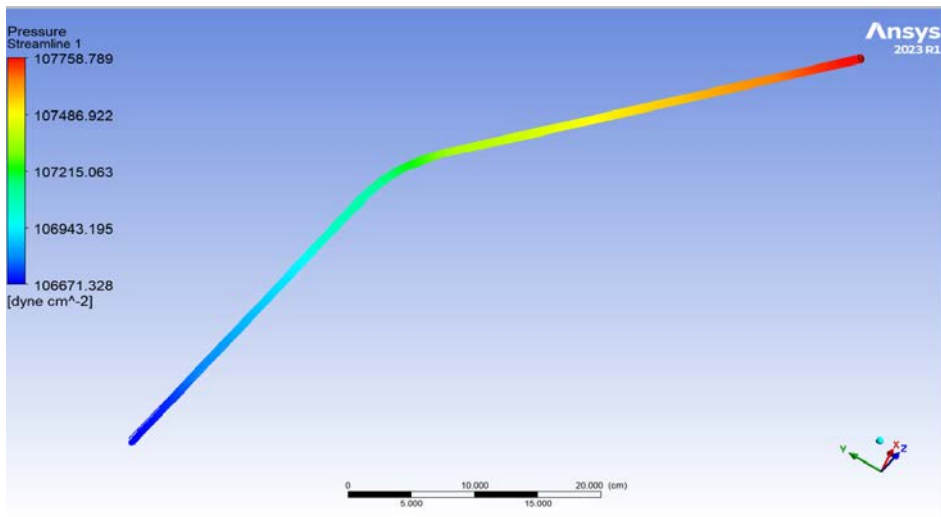


Численное моделирование в ANSYS. Сравнение с экспериментом.

180 градусов



150 градусов



Система уравнений Навье-Стокса

$$\begin{cases} \rho(u\nabla u - \mu\Delta u) = -\nabla p \\ \operatorname{div} u = 0 \end{cases}$$

$$u(x) = 0, x \in \partial\Omega_{wall}$$

INLET

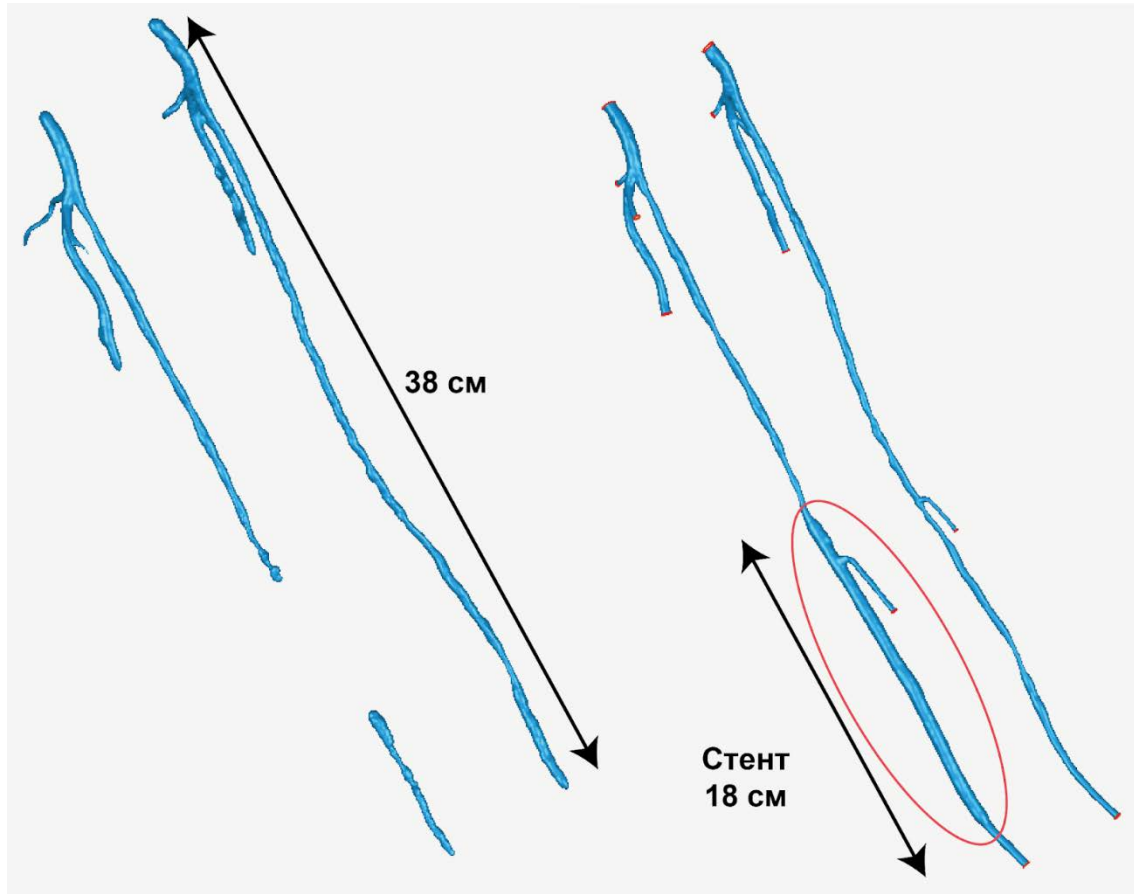
mass flow rate = 5.8 [g s⁻¹];

OUTLET

Ref pressure = 80 mm Hg, Pressure drop = 0.05

Угол в колене \ давление	ANSYS до сгиба (dyne cm ⁻¹)	ANSYS после сгиба (dyne cm ⁻¹)	Эксперимент до сгиба (мм рт ст)	Эксперимент после сгиба (мм рт ст)
180	107 100	106 940	76.55	87.5
150	107 480	106 900	79.13	86.65

Виртуальная установка стента в поверхностную бедренную артерию. Постановка задачи.



$$\begin{cases} \rho(u\nabla u - \mu\Delta u) = -\nabla p + F \\ \operatorname{div} u = 0 \\ u(x) = 0, x \in \partial\Omega_{wall} \end{cases}$$

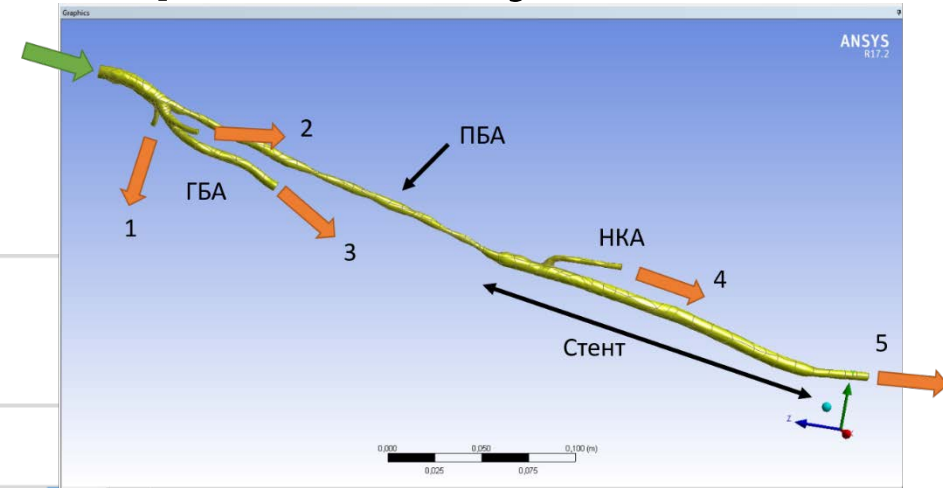
Для области за стентом ненулевая:

$$F_i = -\left(\sum_{j=1}^3 D_{ij}\mu v_j + \sum_{j=1}^3 C_{ij} \frac{1}{2}\rho|v|v_j\right)$$

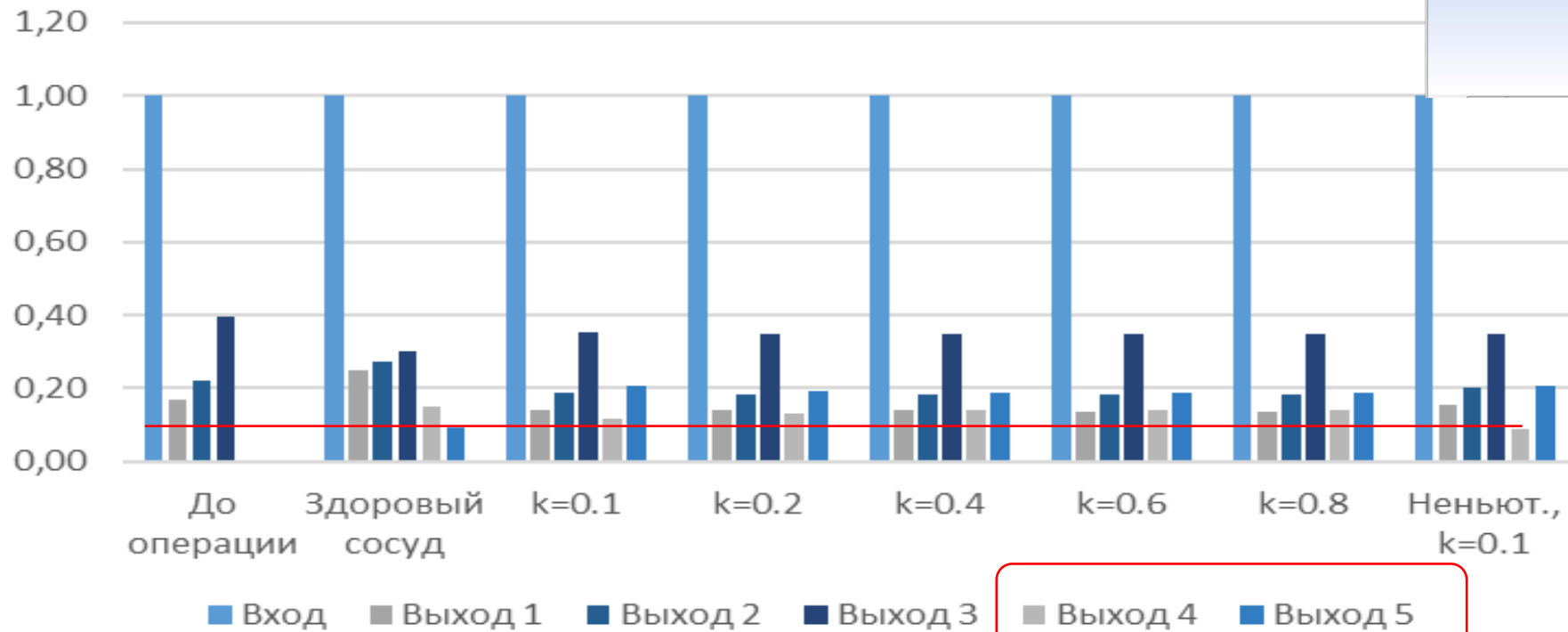
Граничные условия:

Те же, что и в идеализированном случае.

Виртуальная установка стенда в поверхностную бедренную артерию. Результаты.



Расход, г/сек (в %)



Пациент-ориентированное моделирование



Поверхностная бедренная артерия
в положении лежа

Поверхностная бедренная артерия (ноги согнуты)

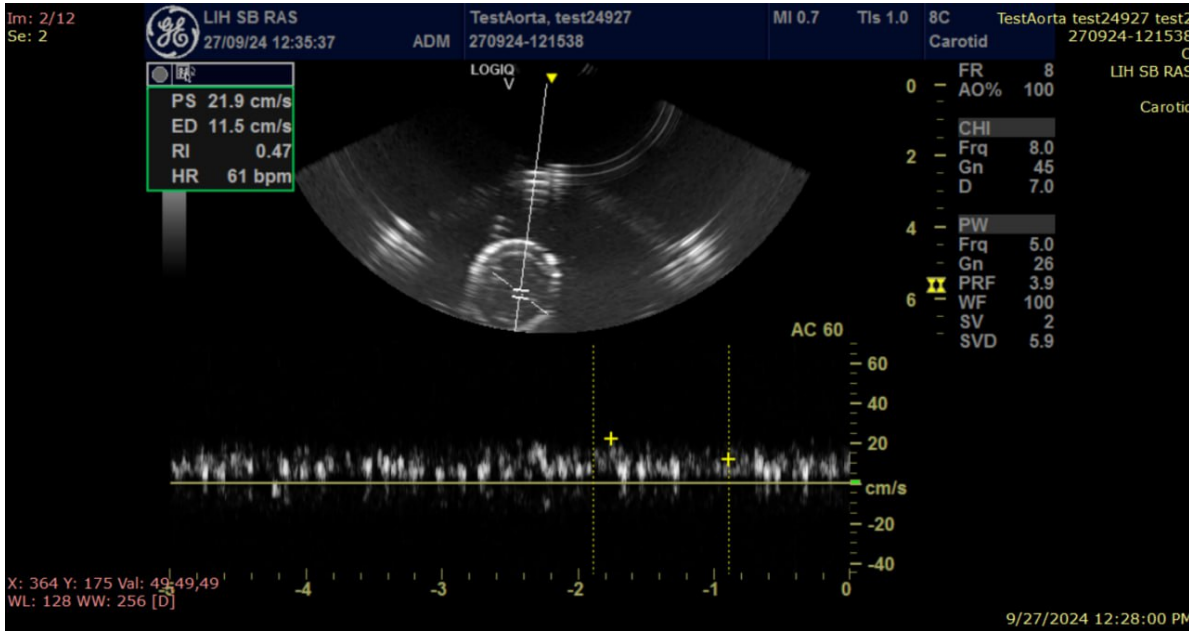


Вид сбоку

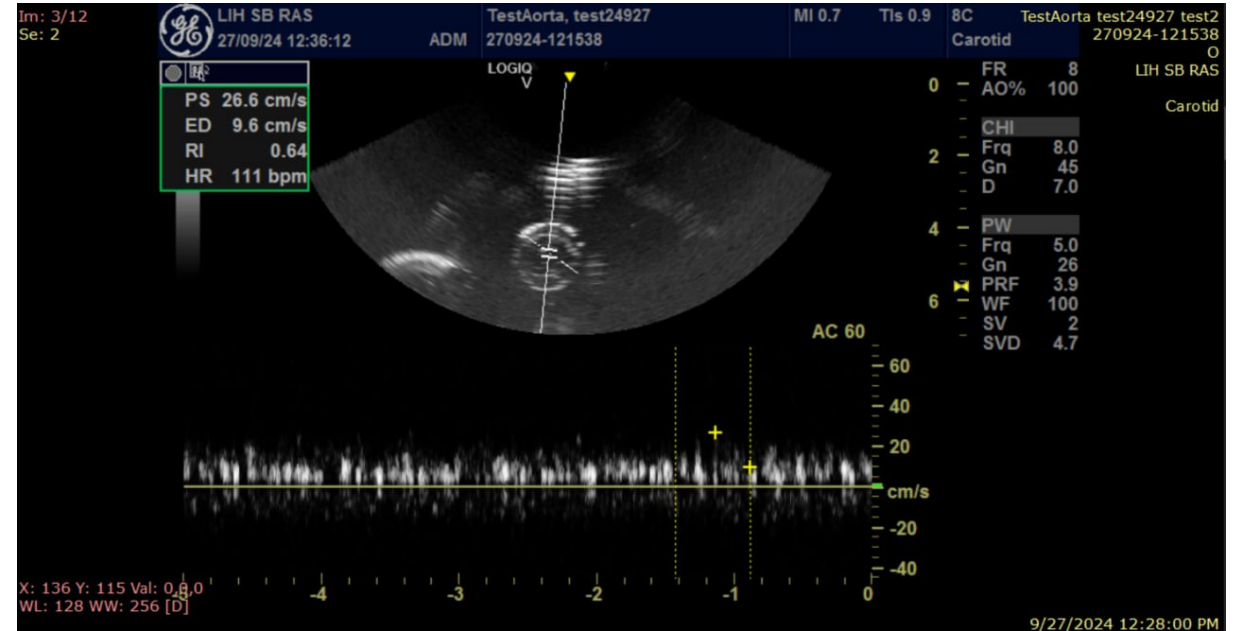


Вид сзади

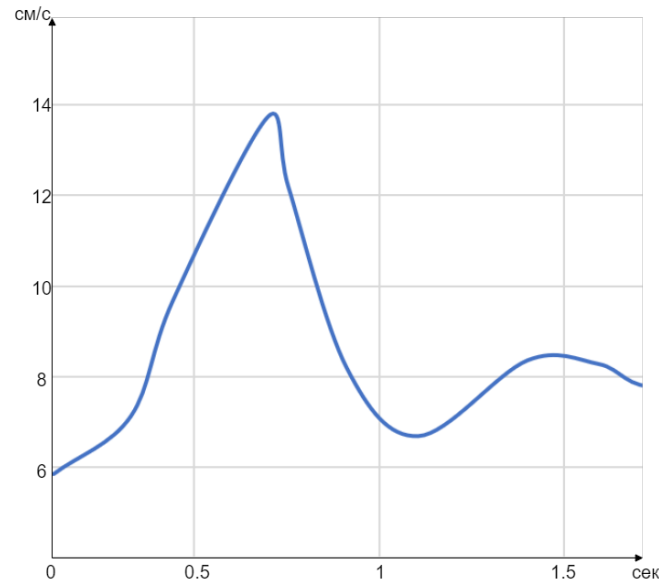
Перспективы. УЗ измерение скорости течения



инфраренальный отдел аорты



левая внутренняя подвздошная артерия



Профиль скорости жидкости
в инфраренальном отделе аорты

Планы

- Развитие механики управления профилем течения
- Реализация в контуре «венозного оттока»
- Реализация мышечно-фасциального корсета в рамках стенда
- Верификация с нестационарным численным расчетом
- Экспериментальное стентирование стенозированной модели поверхностной бедренной артерии

Заключение

-Разработан стенд, позволяющий выполнять физическое моделирование широкого спектра отделов системы кровообращения.

-Разработана система моделирования течения в модели бедренной артерии с возможностью ее изгиба и возможностью измерения гидродинамических параметров течения.

! Необходимость добиться повторяемости стартовых условий эксперимента.

! Необходимость измерения скорости потока в изгибающемся колене.

! Гемодинамика стента со сгибом колена.

Благодарю за внимание!