

Классификация цереброваскулярных патологий на основе нелинейного ОДУ связывающего гемодинамические переменные

А.А. Черевко, Ю.В. Бугай, А.К. Хе, А.В. Давыдова (ИГиЛ СО РАН).

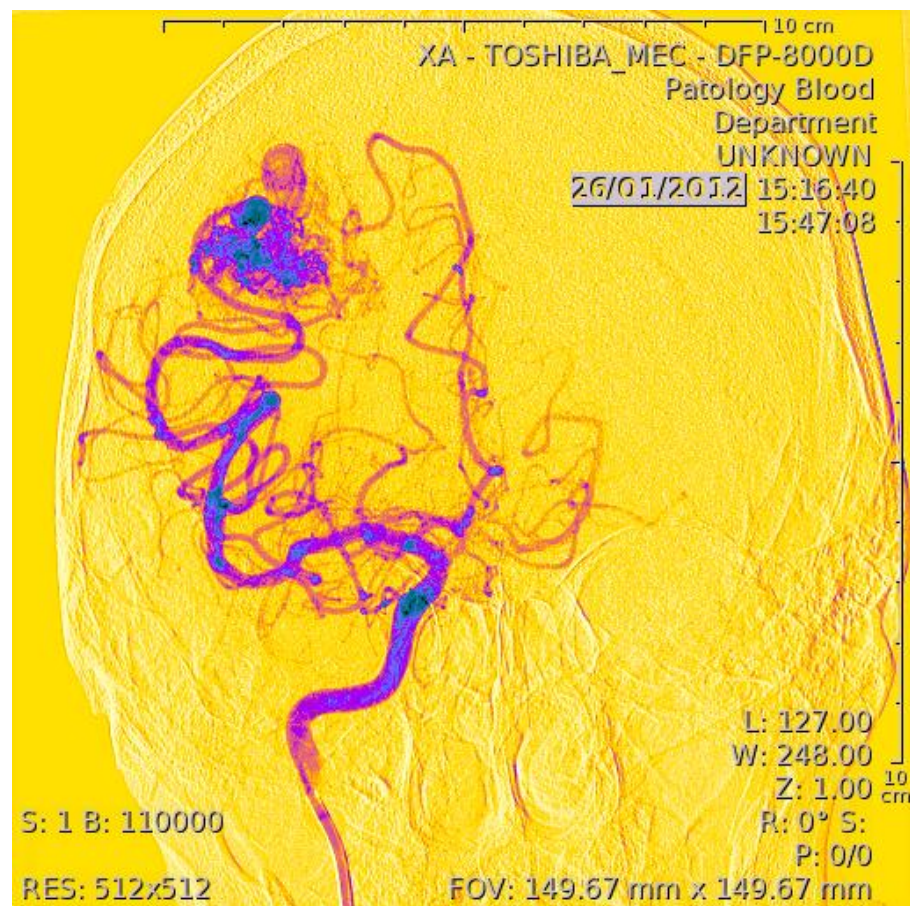
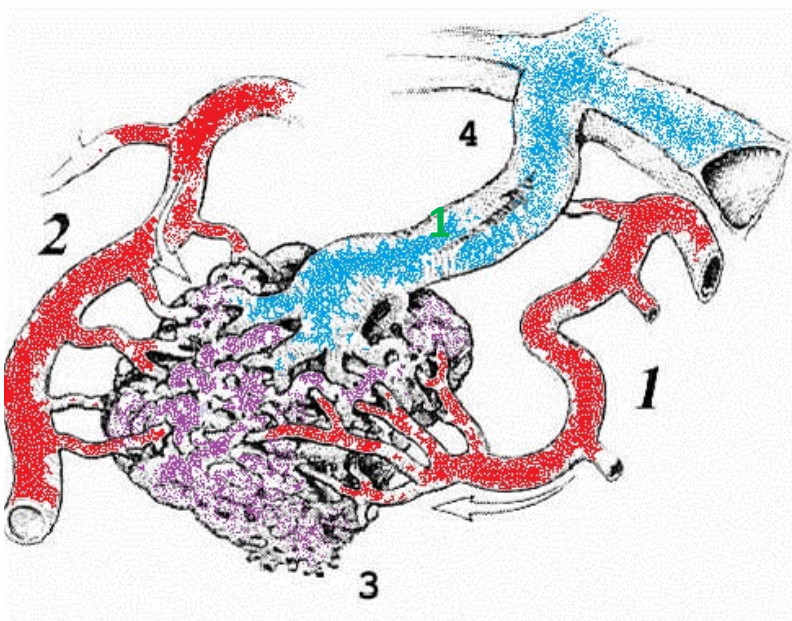
М.А. Шишленин (ИМ СО РАН).

К.Ю. Орлов, В.А. Панарин, А.В. Горбатых (НМИЦ им. ак. Е.Н. Мешалкина)

Аномалии сосудов головного мозга

- Артериовенозная мальформация (АВМ)

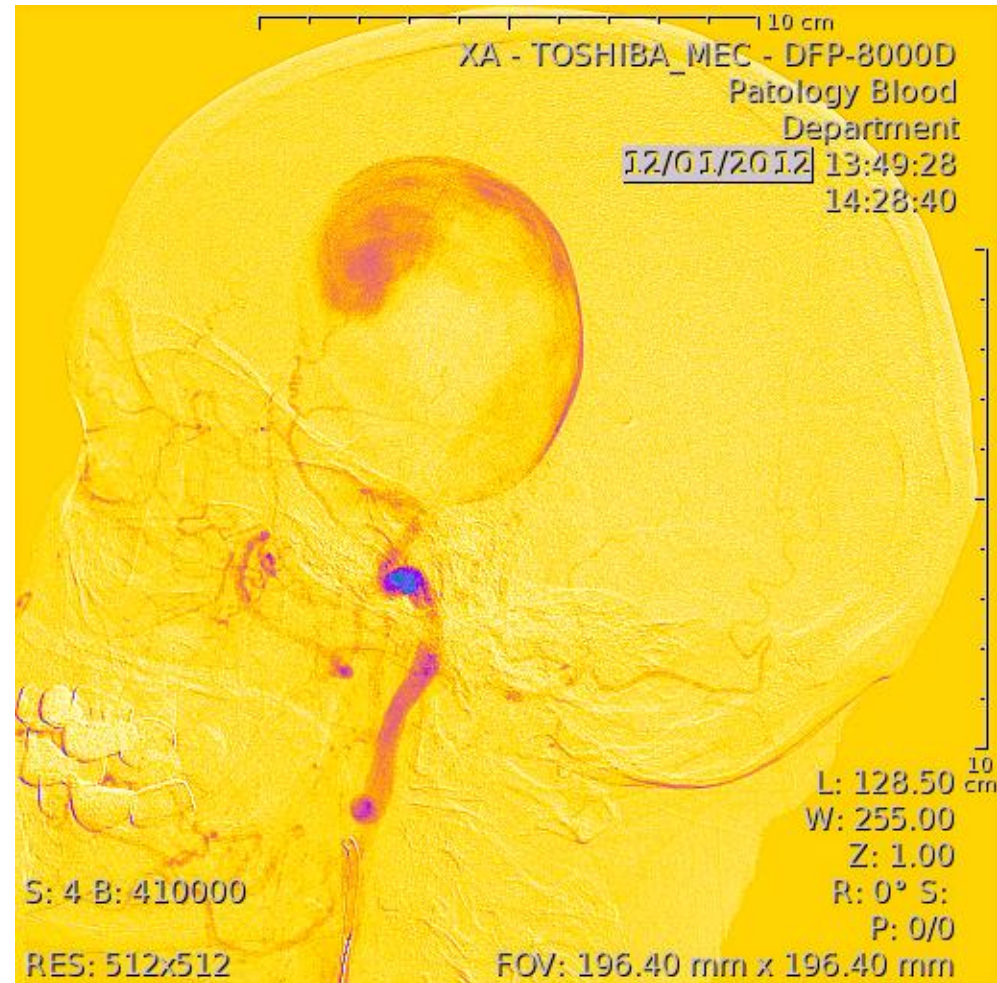
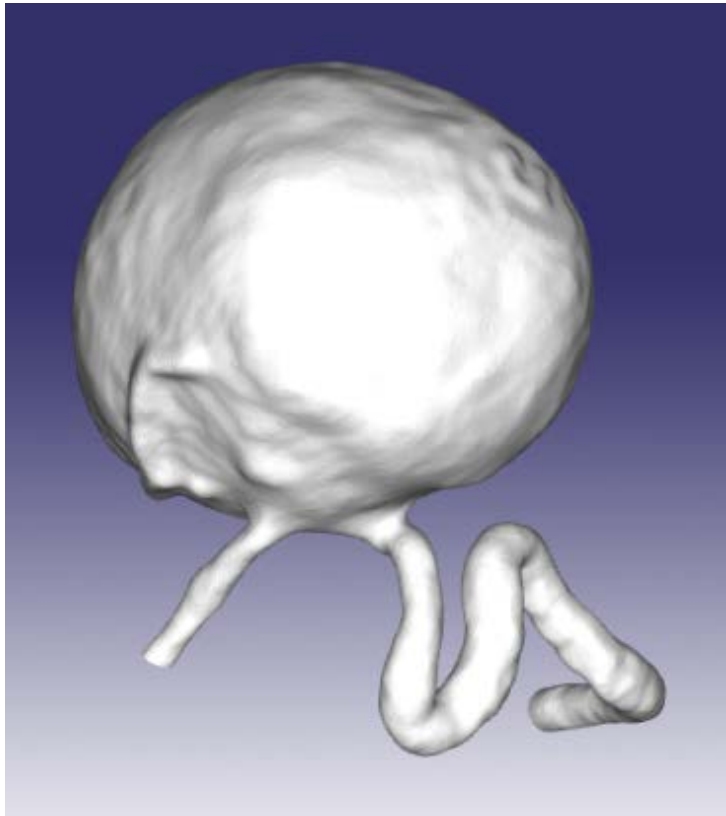
Соединение артериального и венозного дерева напрямую, отсутствие капиллярной сети (обкрадывание мозга, повышение скорости, снижение давления, извитость сосудов)



Аномалии сосудов головного мозга

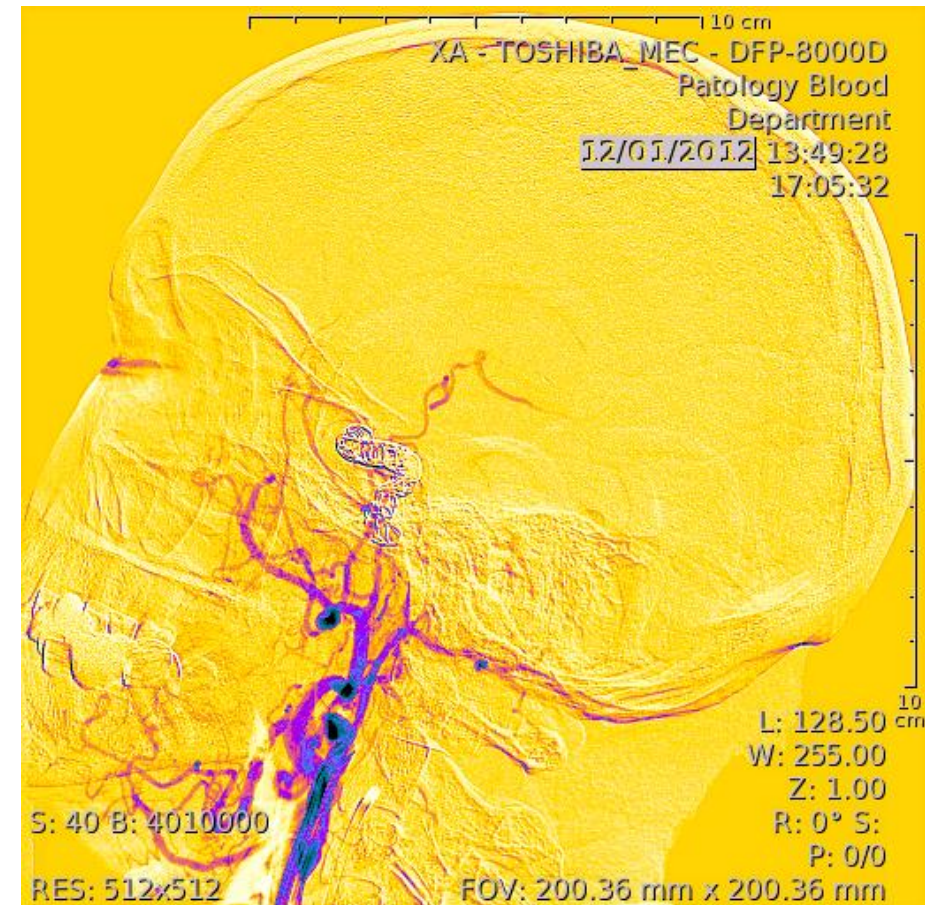
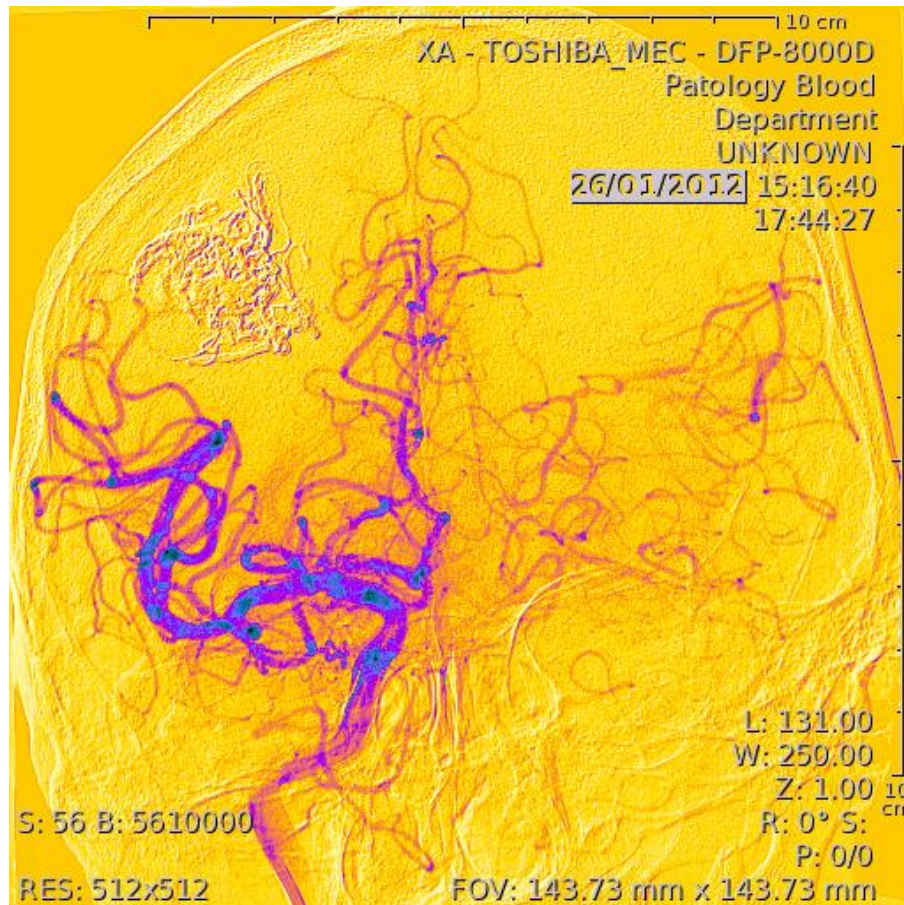
- Артериальная аневризма (АА)

Аномальное расширение, часто в зоне бифуркации



Лечение:

- АВМ - внутрисосудистая хирургия (эмболизация),
- АА - закрытие микроспиральями, клипирование



Клинические данные

Рентген-ангиография

Рентгеновская С-дуга

Излучатель

Место для пациента

Приемник

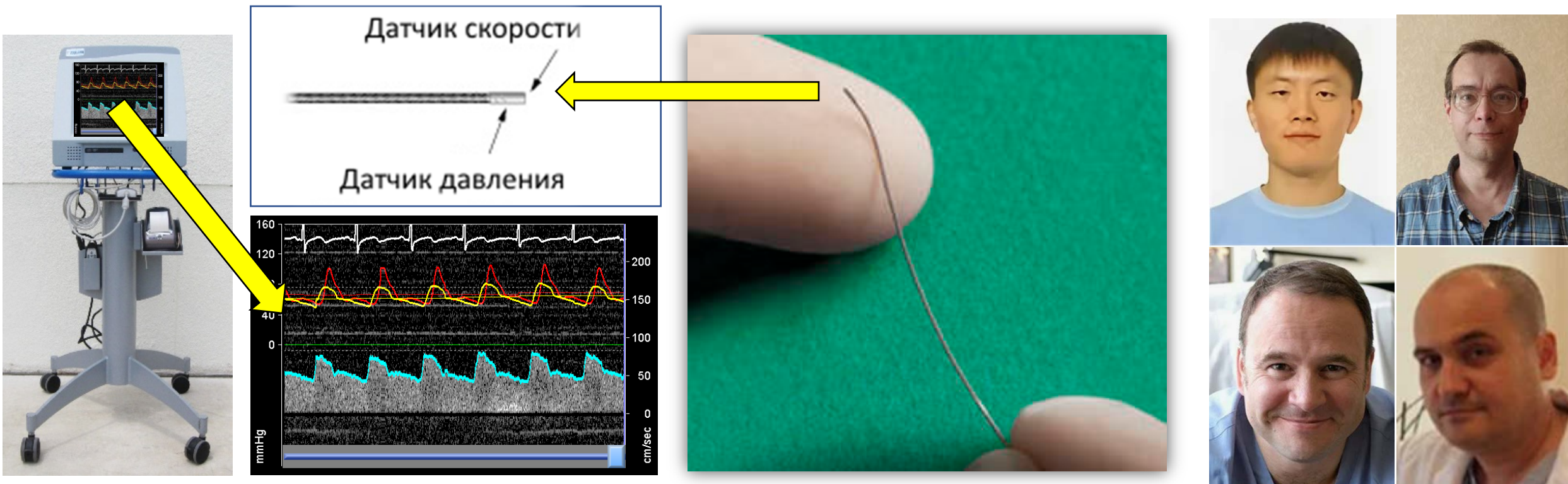


Во время операции



Мониторинг гемодинамических параметров во время нейрохирургических операций (ИГил + ННИИПК им. Мешалкина)

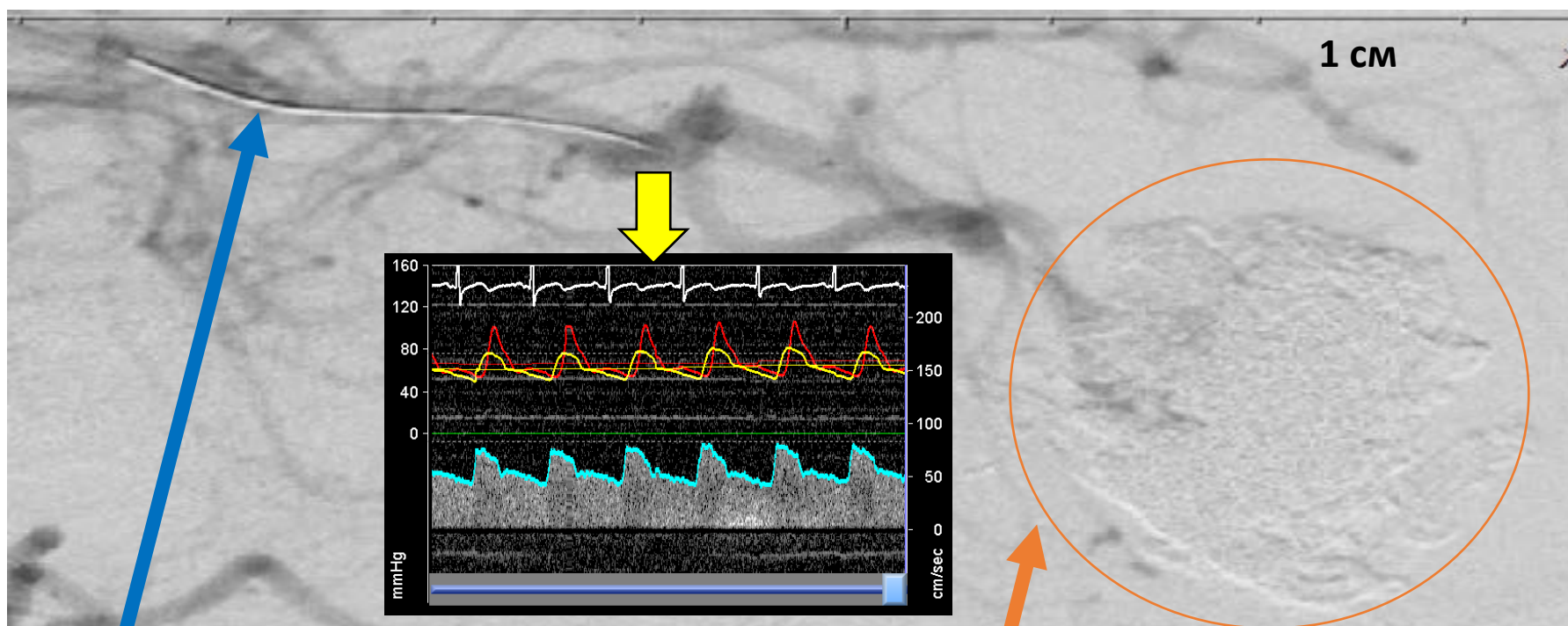
- Аппарат ComboMap, датчик ComboWire (d~0,3мм, L>1м) - уникальная аппаратура для комплексного измерения в мелких сосудах
- Получение цифровой информации и её обработка (очистка от шума, выделение значимых по скорости фрагментов)
- Составление (v, p) диаграмм до и после операции
- Выдача этих диаграмм в реальном режиме времени хирургу во время операции (L-граф)



[1] Хе, А. К., Черевко, А. А., Чупахин, А. П., Кривошапкин, А. Л., Орлов, К. Ю., Панарин, В. А. Мониторинг гемодинамики сосудов головного мозга // Прикладная механика и техническая физика. – 2017. – Т. 58. – №. 5. – С. 7-16.

Клинические данные (ИГил + ННИИПК им. Мешалкина)

- Аппарат ComboMap, датчик ComboWire (d~0.36мм, L~1.85м) - уникальная аппаратура для комплексного измерения в мелких сосудах
- На кончике датчика расположены пьезометрический измеритель давления и ультразвуковой доплеровский измеритель скорости.

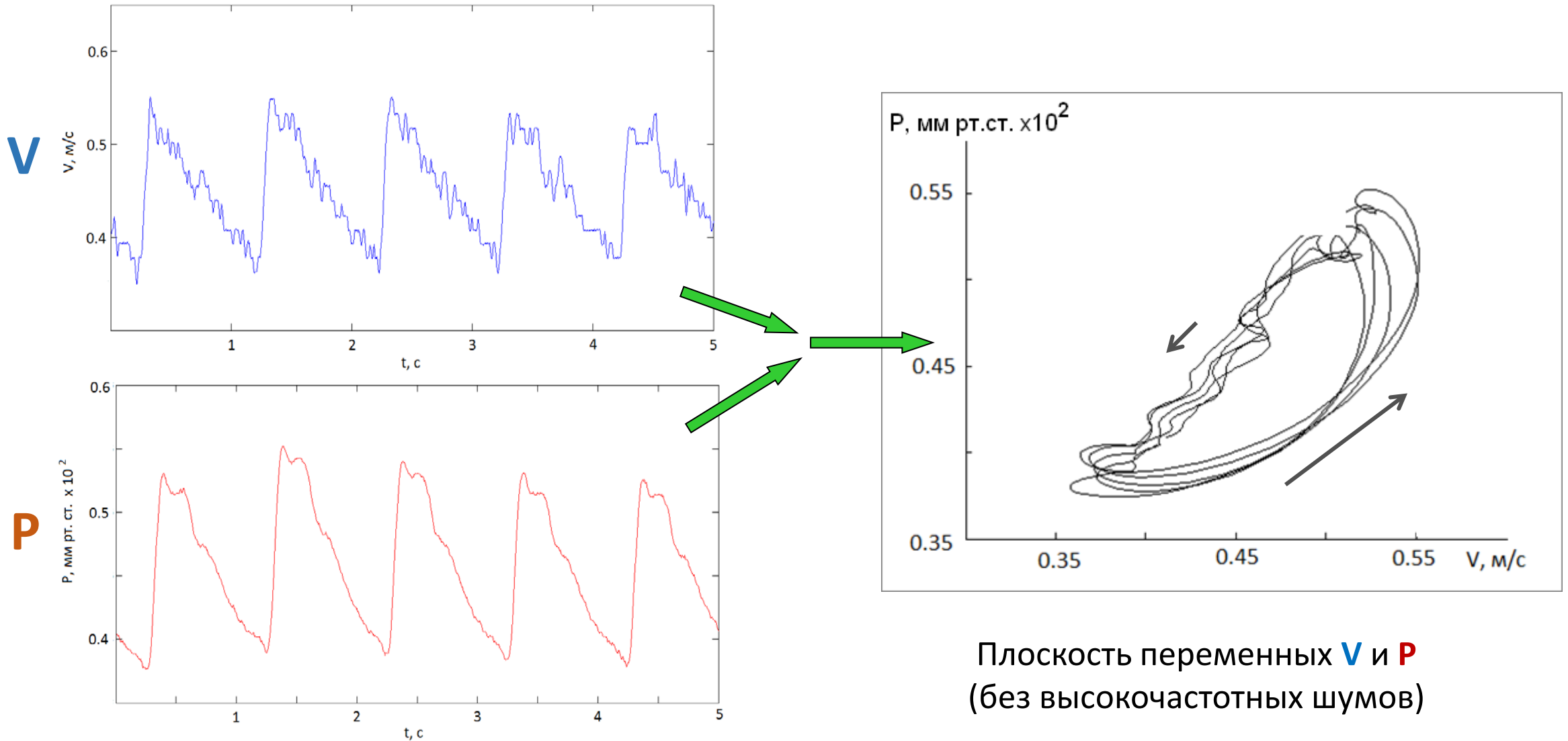


датчик

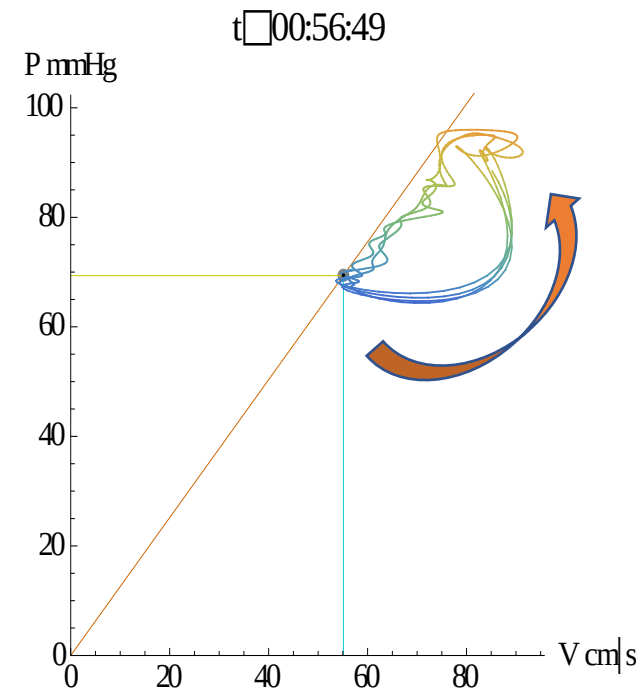
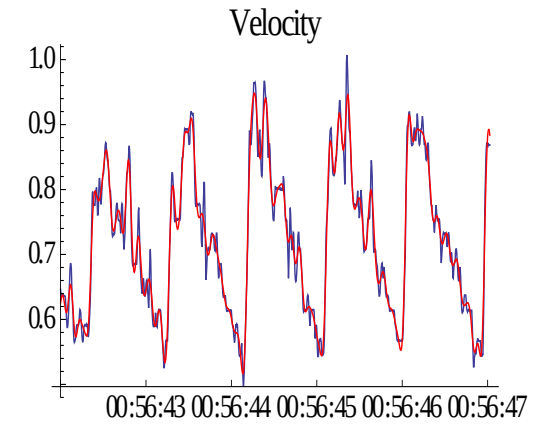
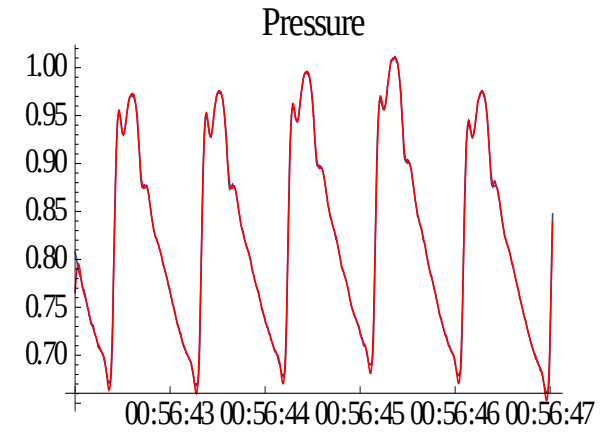
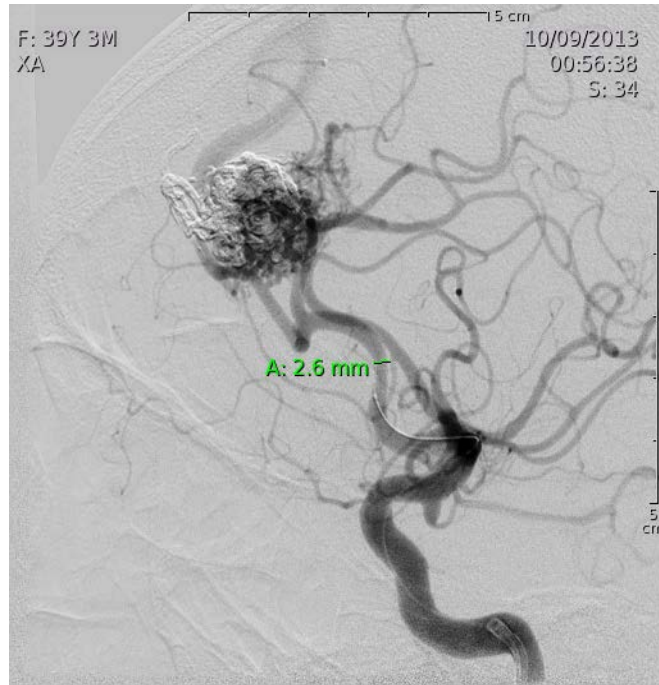
Заэмболизированная АВМ

Характерные клинические данные

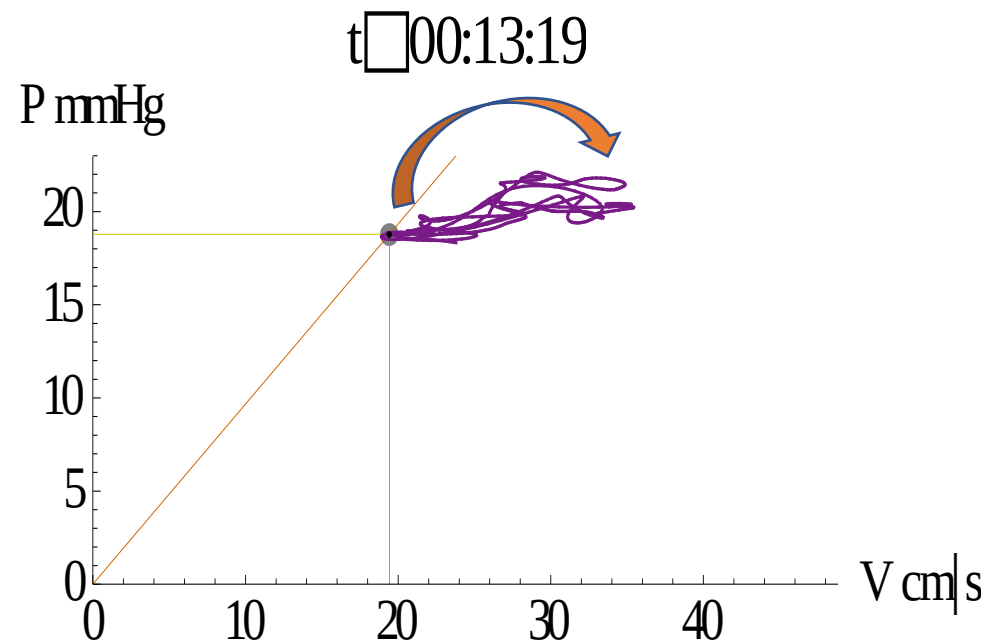
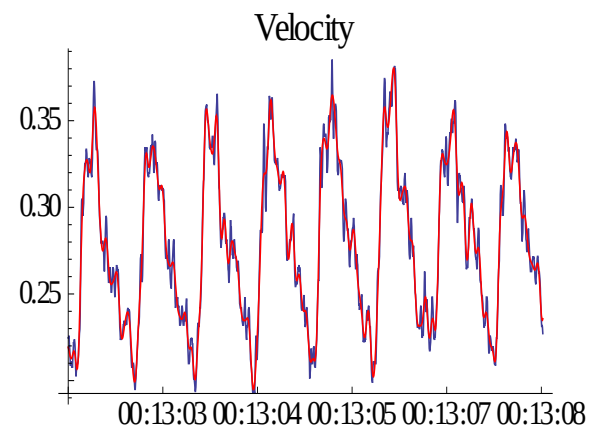
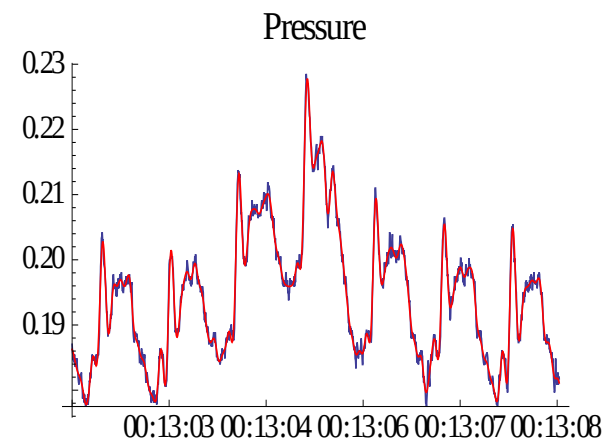
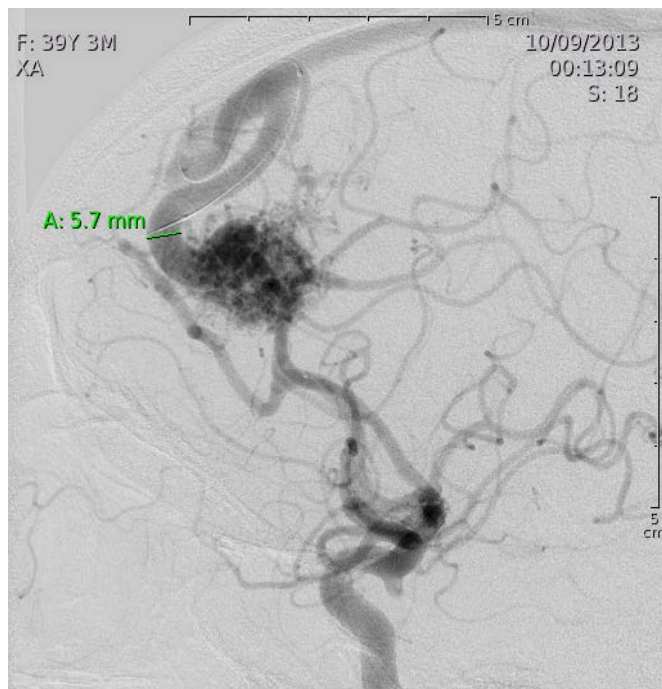
(показания датчика снимаются с частотой 200 Гц)



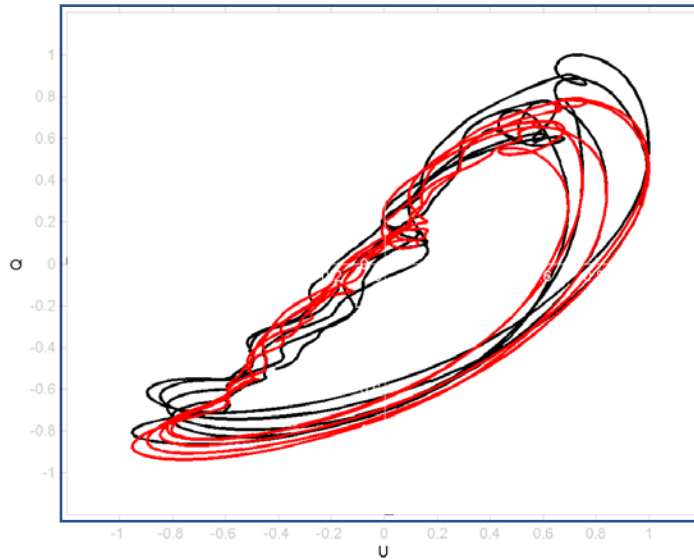
Артерия



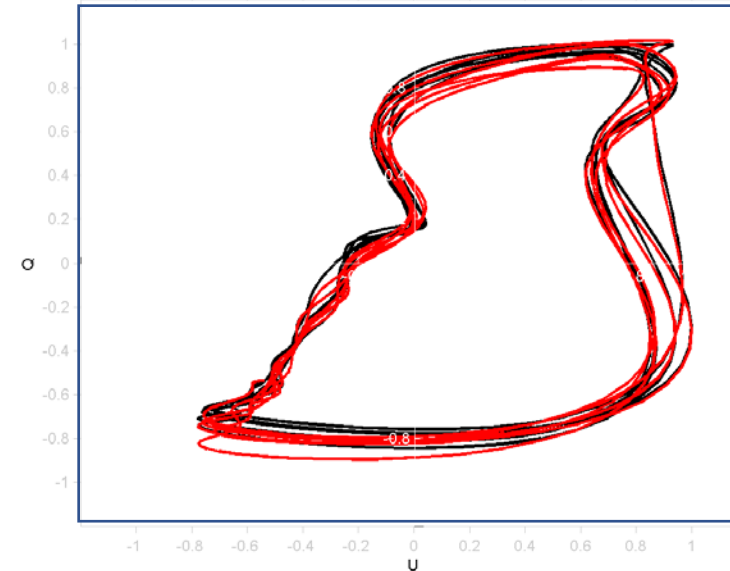
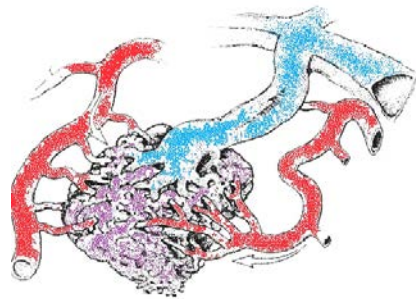
Вена



Сравнение артериальных рv-диаграмм для различных патологий



ABM

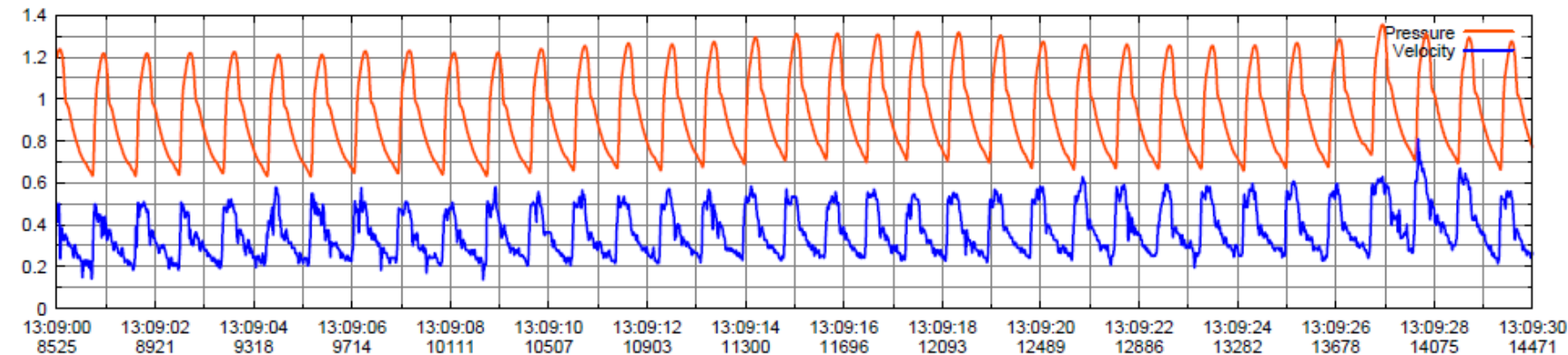
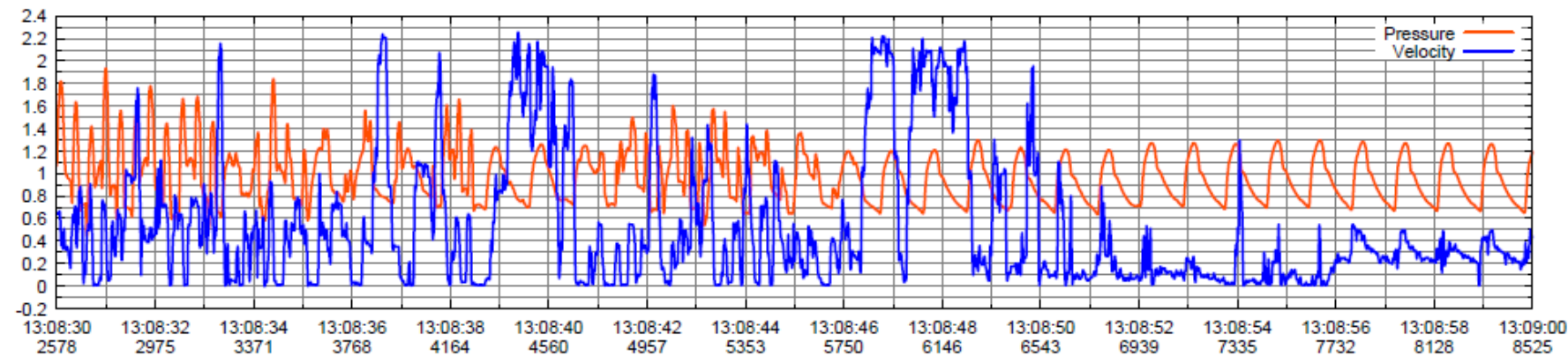
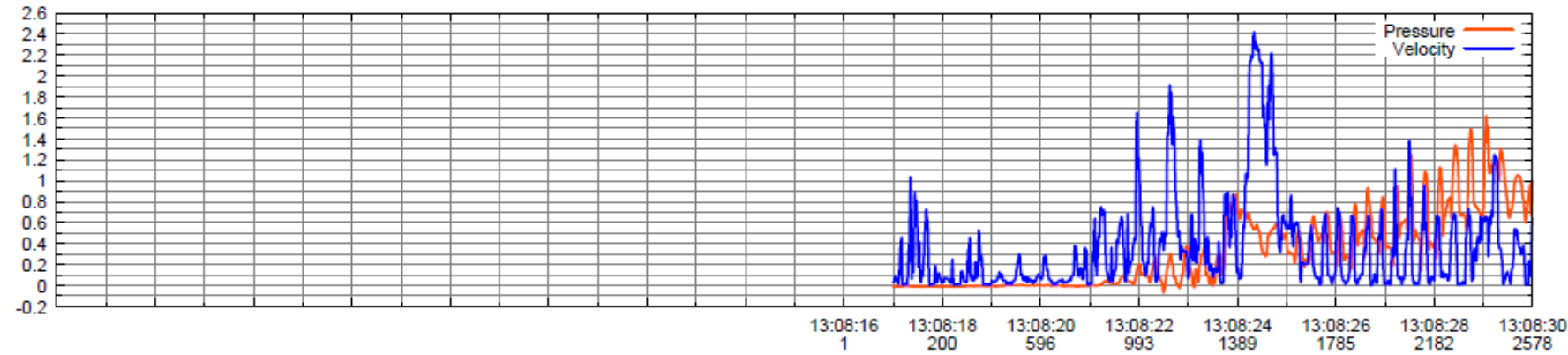
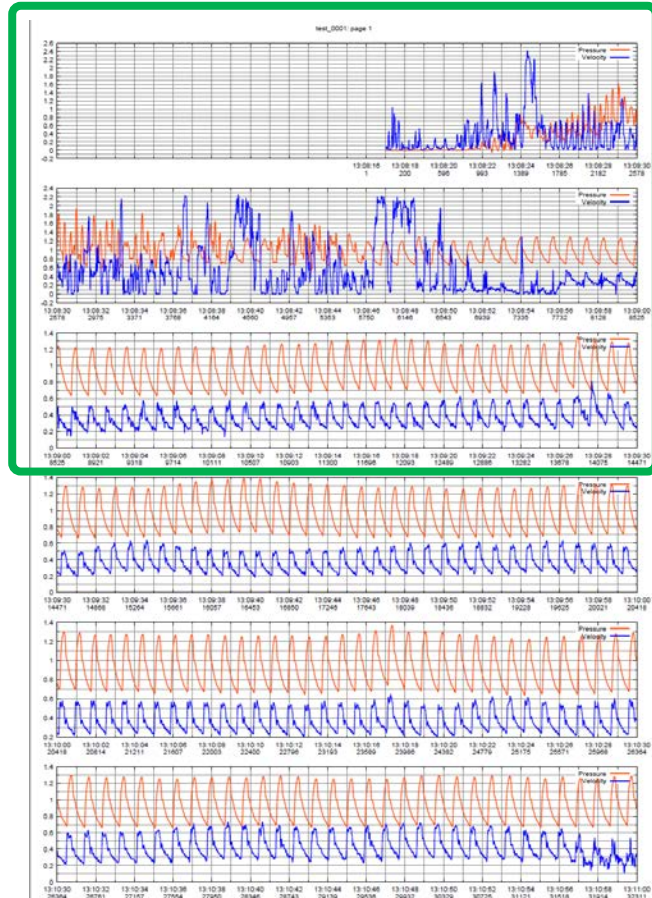


AA



Предварительная обработка данных

test_0001: page 1



Вейвлет-преобразование

- Непрерывное вейвлет-преобразование — это преобразование, отображающее данную вещественнозначную функцию $f(t)$, определенную на временной оси переменной t , в функцию двух переменных τ и s :

$$\gamma(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt$$

- Обратное преобразование:

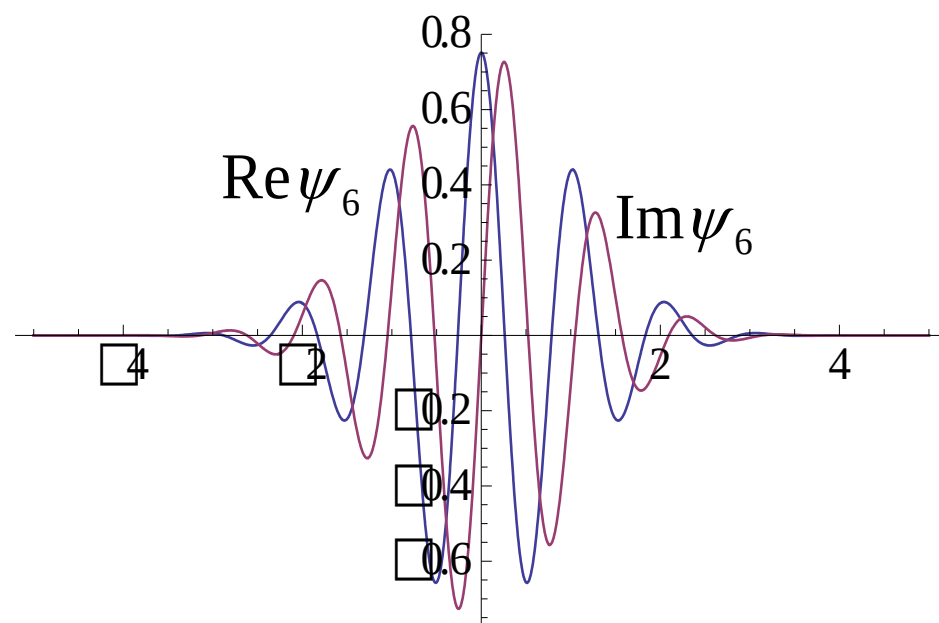
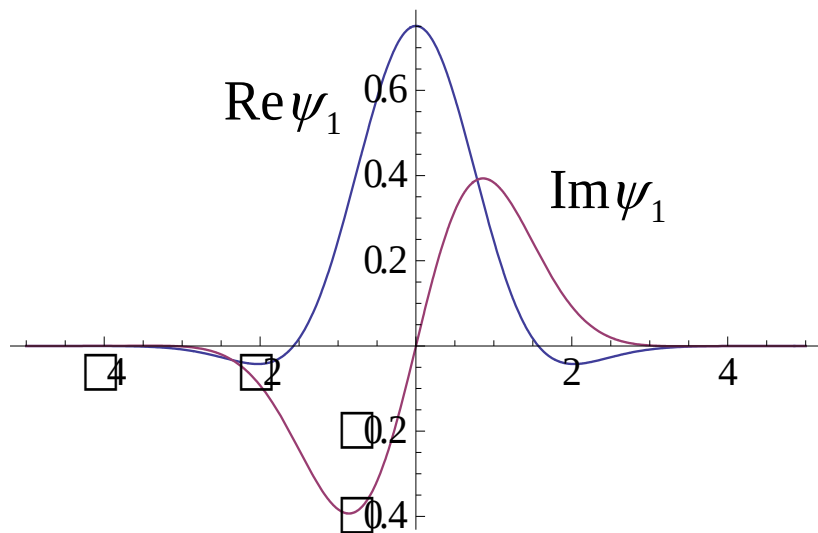
$$f(t) = \frac{1}{C_{\psi}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \gamma(\tau, s) \frac{1}{\sqrt{|s|}} \psi \left(\frac{t - \tau}{s} \right) d\tau \frac{ds}{s^2}$$

- Здесь: τ — параллельный перенос, s — масштаб $\psi(t)$ — материнский вейвлет (mother wavelet).

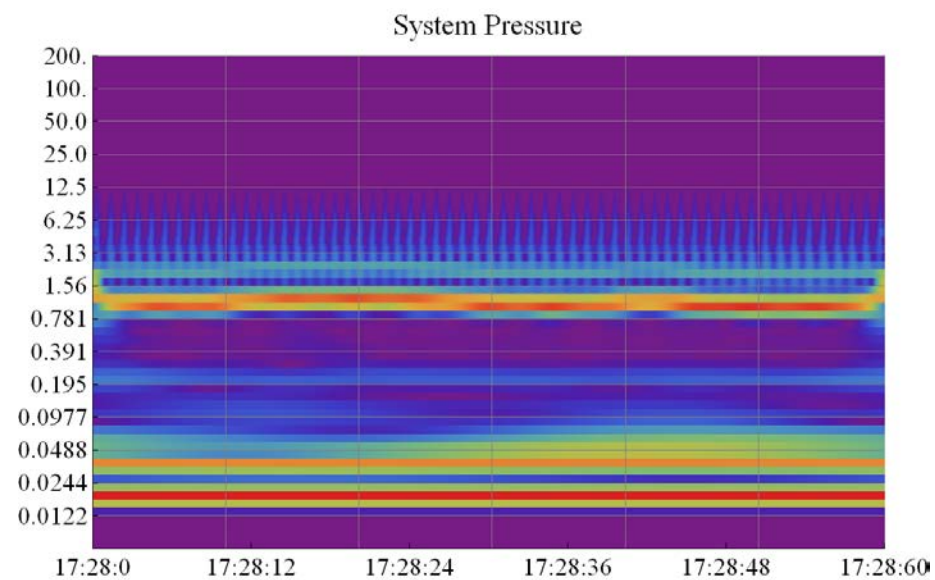
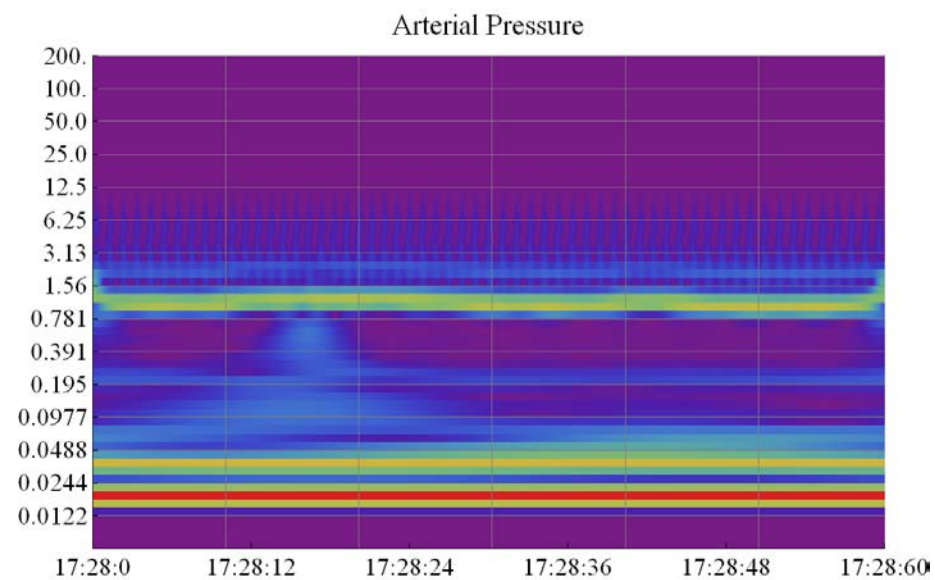
Обработка данных - вейвлет Габора (Gabor)

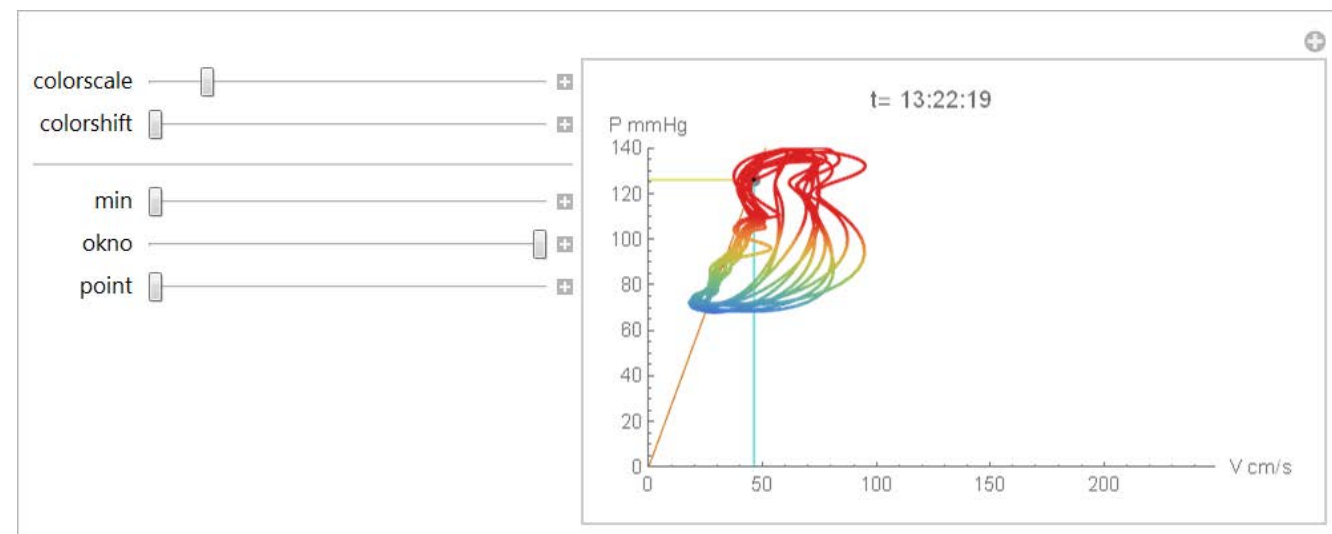
$$\psi_w(x) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{iwx} e^{-x^2/2}$$

Комплексный
неортогональный вейвлет



Скейлограммы(амплитудные представления)





Модель нелинейного осциллятора

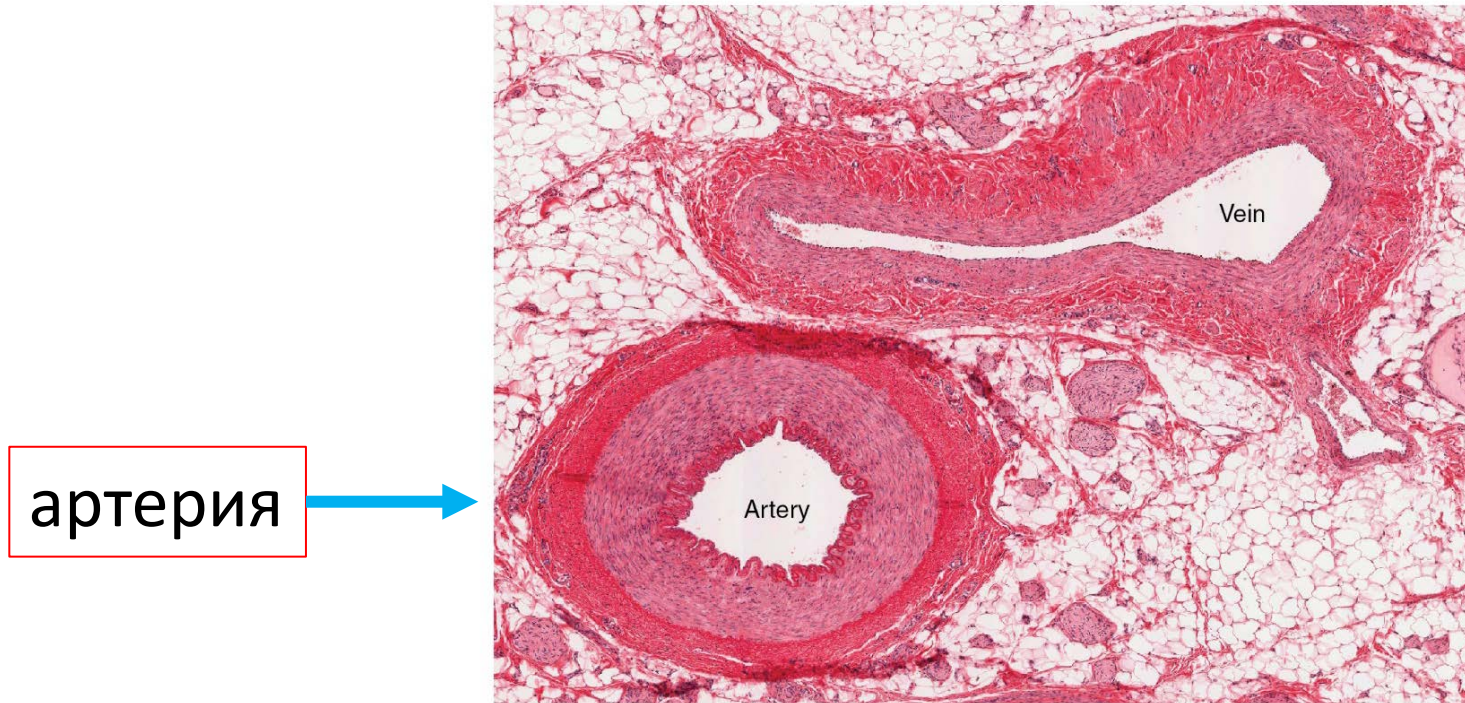
Строение артериальных сосудов

Сложная многослойная активная структура



Сокращается
при каждом ударе сердца,
отслеживая пульсовую волну

С математической точки зрения процессы в системе
«течение крови + активные стенки + окружение сосудов»
описываются системой уравнений весьма большой размерности



**Мы можем измерить и изучать только
проекцию малой размерности
фазового пространства этой многомерной системы**

Является ли проекция на плоскость «скорость - давление» информативной?

Давление и скорость могут быть представлены как комбинация быстрых и медленных изменений кровотока:

$$p(t) = p_{\text{cp}}(t) + a_p(t) q(t)$$
$$v(t) = v_{\text{cp}}(t) + a_v(t) u(t)$$

- $p_{\text{cp}}(t), a_p(t), v_{\text{cp}}(t), a_v(t)$ - «медленные» переменные, мало изменяются за один сердечный цикл. Их поведение определяется сложными механизмами ауторегуляции организма.
- $q(t), u(t)$ - «быстрые» безразмерные переменные, их поведение определяется локальной реакцией сосуда на пульсовую волну.
 $q, u \in [-1, 1]$

Физиологическое обоснование: механизм реакции мышечных стенок на пульсовую волну является локальным – сигнал, получаемый стенками сосуда, тут же обрабатывается и вызывает сокращение мышц, а не контролируется полностью центральной нервной системой.

**Сложно построить модель течения крови
в сосудах из «первых принципов».**
*Построим максимально простую
феноменологическую модель
только по экспериментальным данным.*

Уравнение нелинейного осциллятора

- Предназначено для выявления характерного поведения «быстрых» гемодинамических параметров в окрестности патологий.

$$\varepsilon q'' + \underbrace{(a_0 + a_1 q + a_2 q^2 + a_3 q^3)}_{P_1(q)} q' + \underbrace{(b_0 + b_1 q^1 + b_2 q^2 + b_3 q^3)}_{P_0(q)} q = k u$$

$a_i, b_i, c, \varepsilon \in R$

где $|u| < 1$ – скорость, $|q| < 1$ – давление.

- Коэффициенты a_i , b_i , ε строятся на основе клинических данных методами обратных задач:

b_i отвечают за упругие свойства кровеносных сосудов,

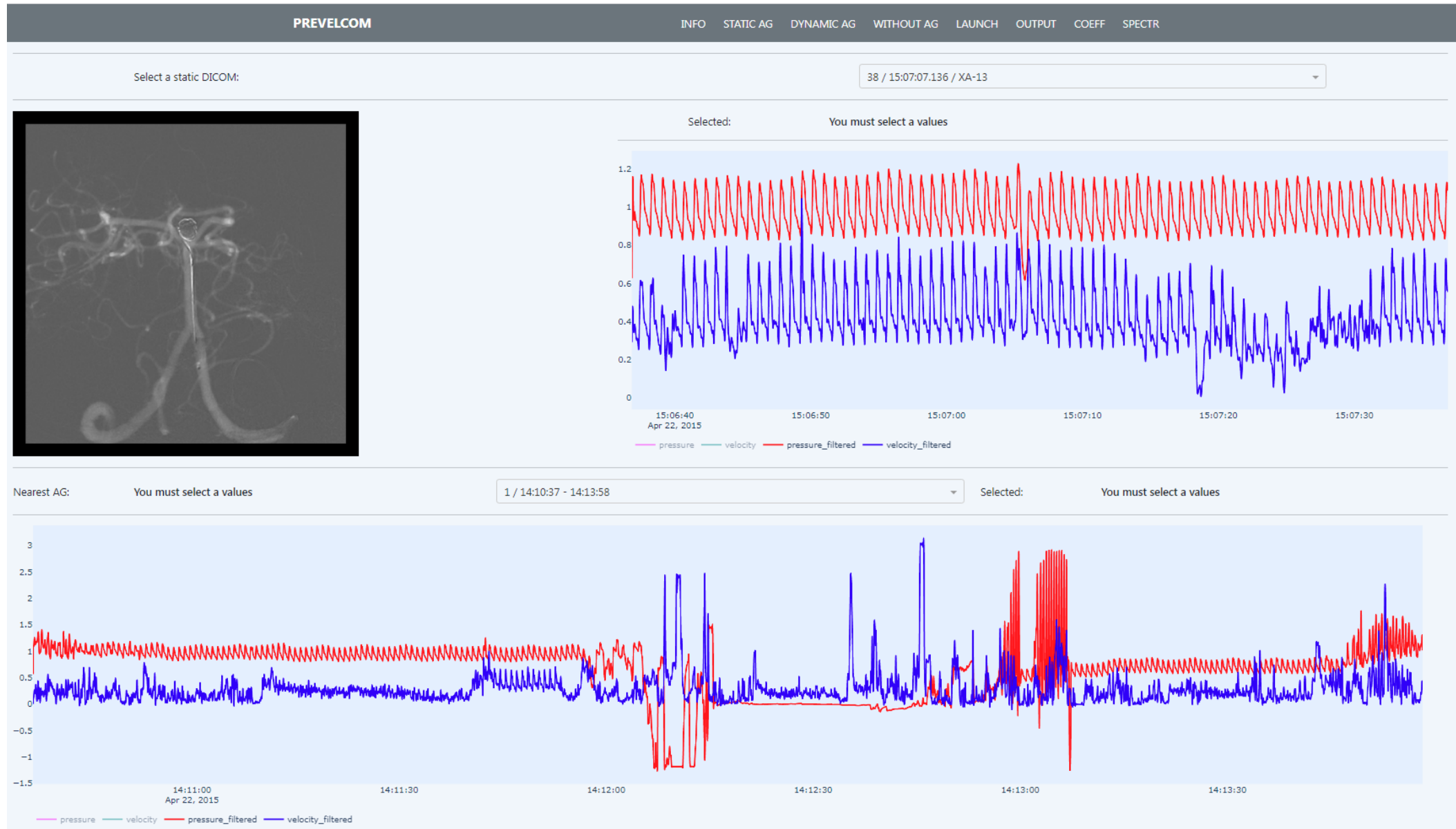
a_i отвечают за демпфирование,

ε соответствует релаксационному характеру колебаний.

Трудности:

- Необходимо **правильно** обработать большое количество данных
- Необходимо **точно** решать обратную задачу

Обработка данных



Решение обратной задачи

Прямая задача

$$\varepsilon q''(t) + P_1(a, q)q' + P_0(b, q)q = ku(t), \quad t \in (0, T),$$

$$q(0) = q_0, \quad q'(0) = q_1.$$

$$P_1(a, q) = a_0 + a_1q + a_2q^2, \quad P_0(b, q) = b_0 + b_1q + b_2q^2$$

Целевой функционал

$$J(\mathbf{x}) = \int_0^T (q(t; \mathbf{x}) - f^q(t))^2 dt \rightarrow \min_{\mathbf{x}}.$$

$$\mathbf{x} = (a_0, a_1, a_2, b_0, b_1, b_2, k)$$

Итерационный процесс (градиентный метод):

$$\varepsilon q^{(n)''}(t) + P_1(a^{(n)}, q^{(n)})q^{(n)'} + P_0(b^{(n)}, q^{(n)})q^{(n)} = k^{(n)}u(t),$$

$$q^{(n)}(0) = q_0, \quad q^{(n)'}(0) = q_1.$$

$$\varepsilon \psi^{(n)''} - (P_1(a^{(n)}, q^{(n)})\psi^{(n)})' + P_0(b^{(n)}, q^{(n)})\psi^{(n)} = 2(q^{(n)}(t) - f(t)),$$

$$\psi^{(n)}(T) = 0, \quad \psi^{(n)'}(T) = 0.$$

$$J'(\mathbf{x}^{(n)}) = \left(q^{(n)'}\psi^{(n)}, q^{(n)}q^{(n)'}\psi^{(n)}, q^{(n)2}q^{(n)'}\psi^{(n)}, q^{(n)}\psi^{(n)}, q^{(n)2}\psi^{(n)}, q^{(n)3}\psi^{(n)}, -u\psi^{(n)} \right)$$

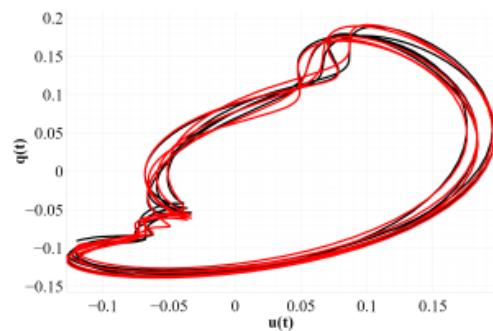
$$\mathbf{x}^{(n)} = \mathbf{x}^{(n)} - \alpha_n J'(\mathbf{x}^{(n)})$$

$$\alpha_n = \frac{2J(\mathbf{x}^{(n)})}{\|J'(\mathbf{x}^{(n)})\|^2}.$$

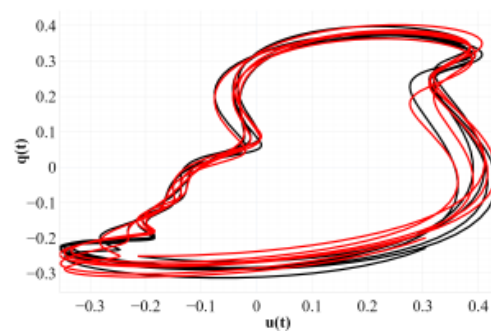
Градиент функционала на основе решения сопряженной задачи

Начальное приближение – аналитический метод гармонического баланса (метод Галеркина)

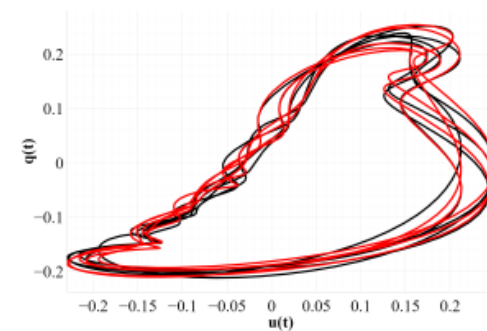
Экспериментальное подтверждение модели



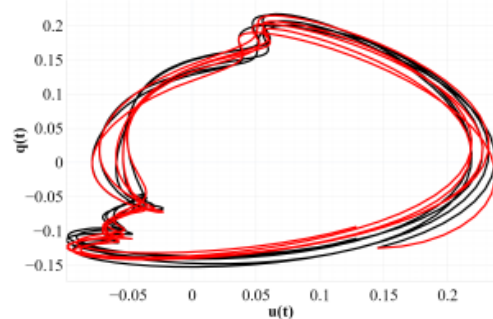
(a)



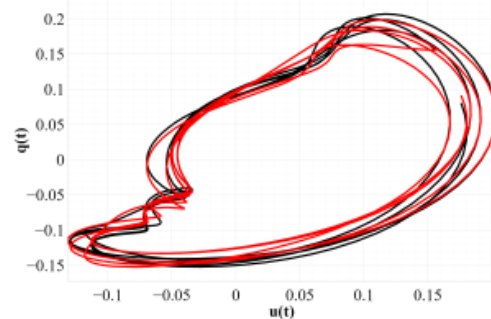
(b)



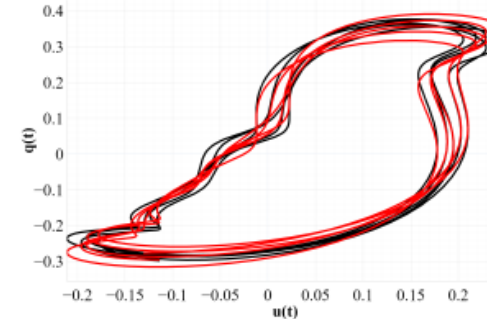
(c)



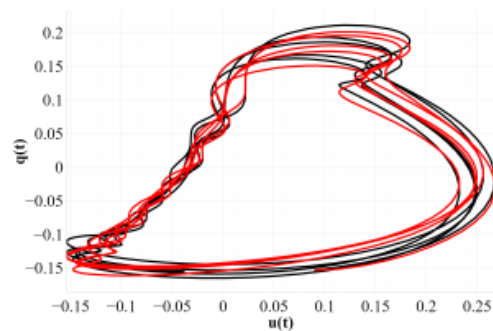
(d)



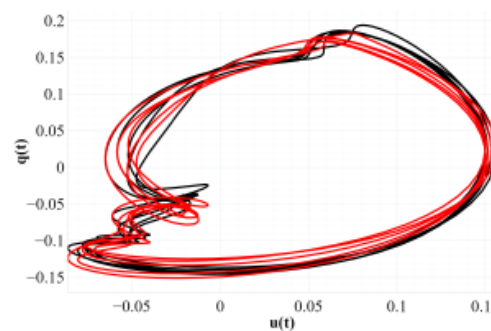
(e)



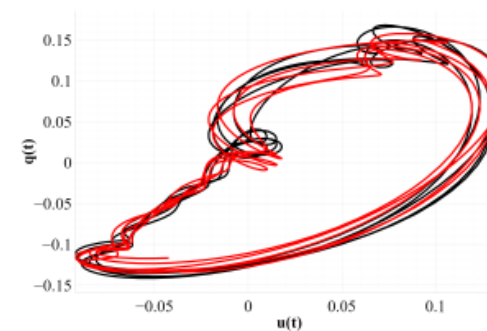
(f)



(g)

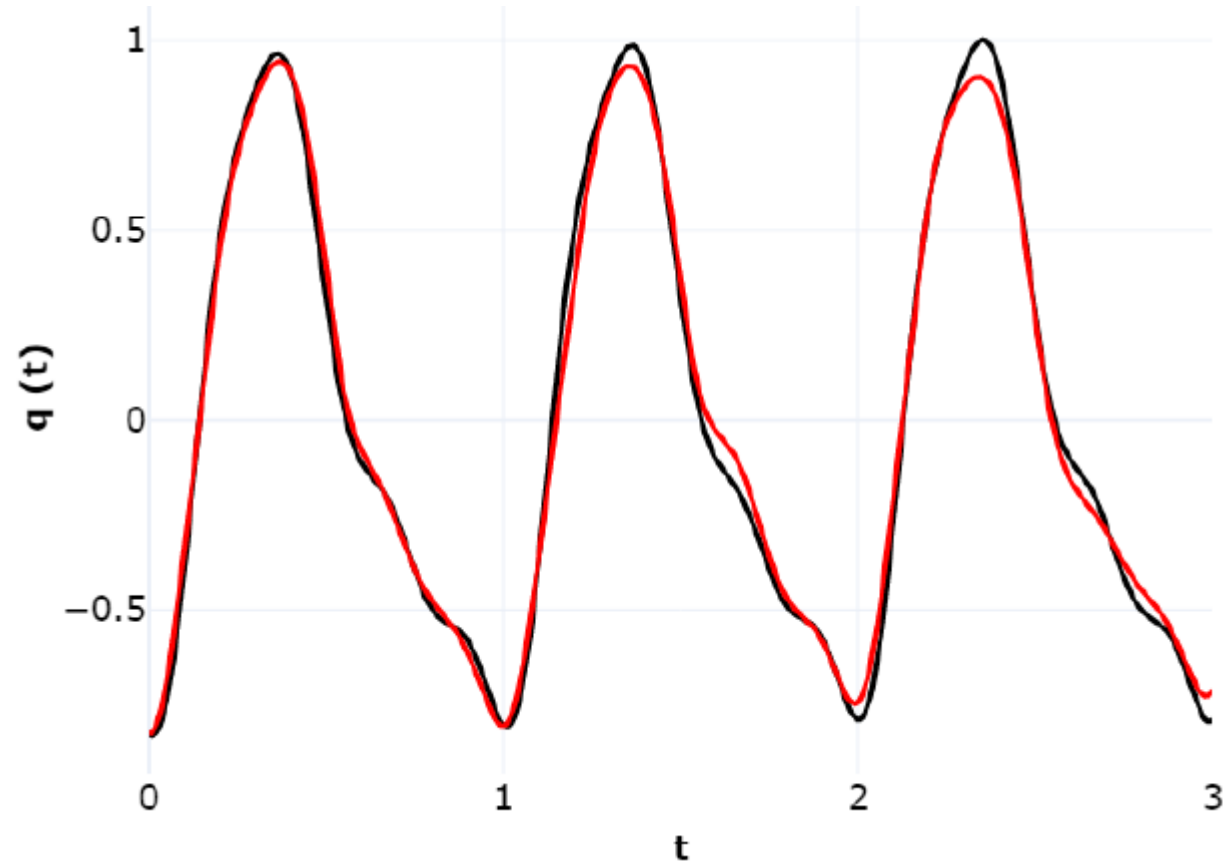


(h)

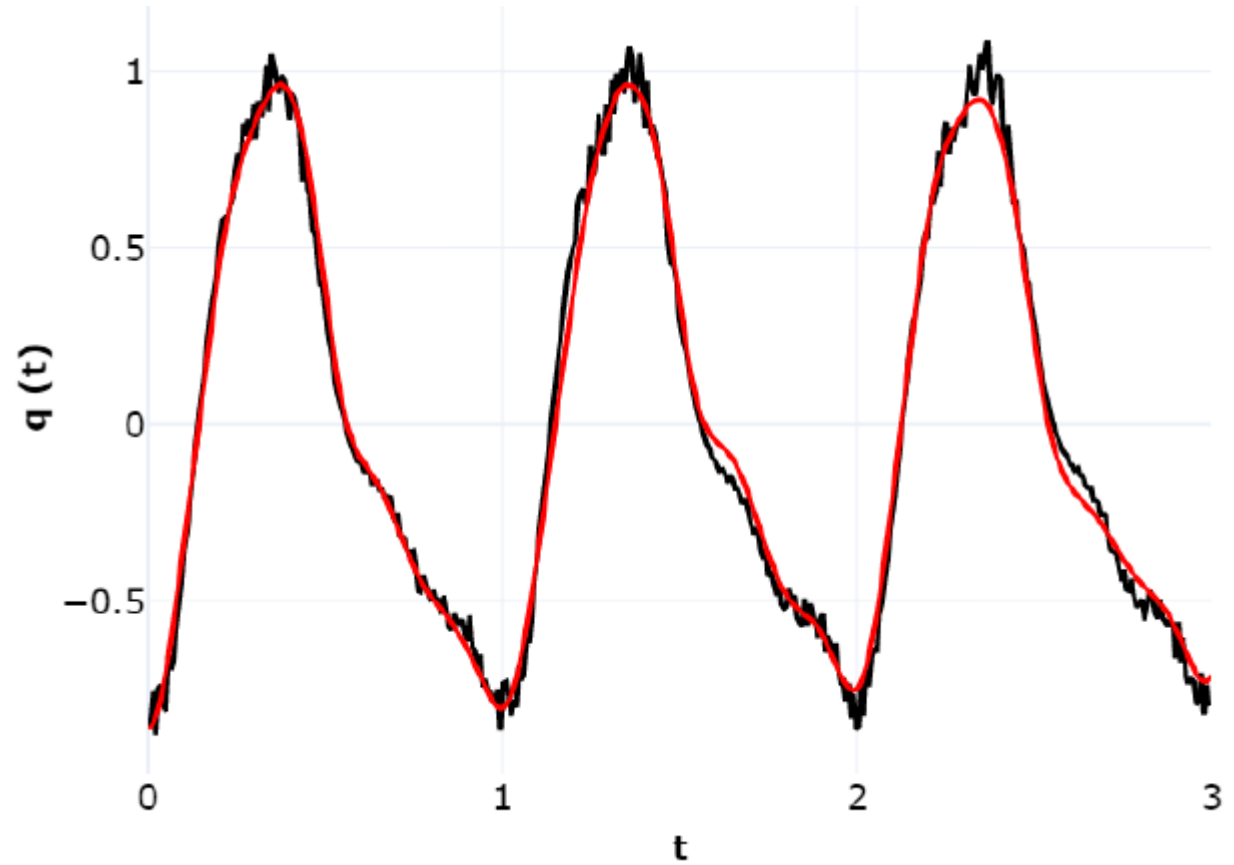


(i)

Устойчивость к шуму



Гладкие клинические данные



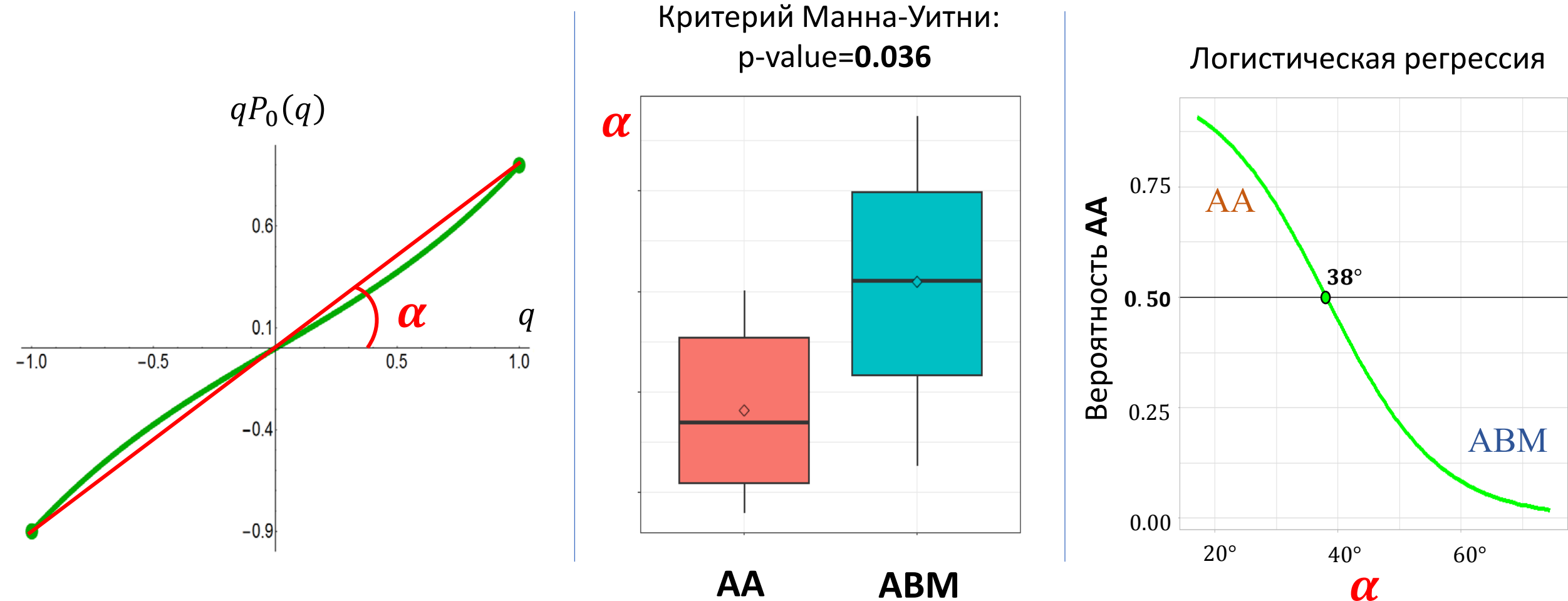
Добавлен 10% шум
с равномерным распределением

Различает ли модель патологии?

- Рассматриваются случаи **до** и **во время** операции – 170
- Для каждого случая строится модель – определяются коэффициенты дифференциального уравнения
- Полученные модели усредняются по пациентам
- **АА** - 8 пациентов, **АВМ** – 9 пациентов
- Различаются ли дифференциальные уравнения для **АА** и **АВМ**?

«Наклон» графика $qP_0(q)$ различает патологии

$P_0(q)$ – упругие свойства $qP_0(q) = (b_0 + b_1q^1 + b_2q^2 + b_3q^3)q$



Спасибо за внимание!