ОПТИМИЗАЦИЯ ФОРМИРОВАНИЯ СОСУДИСТОГО АНАСТОМОЗА НА ОСНОВЕ МОДЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ РАЗЛИЧНОЙ МЕРНОСТИ

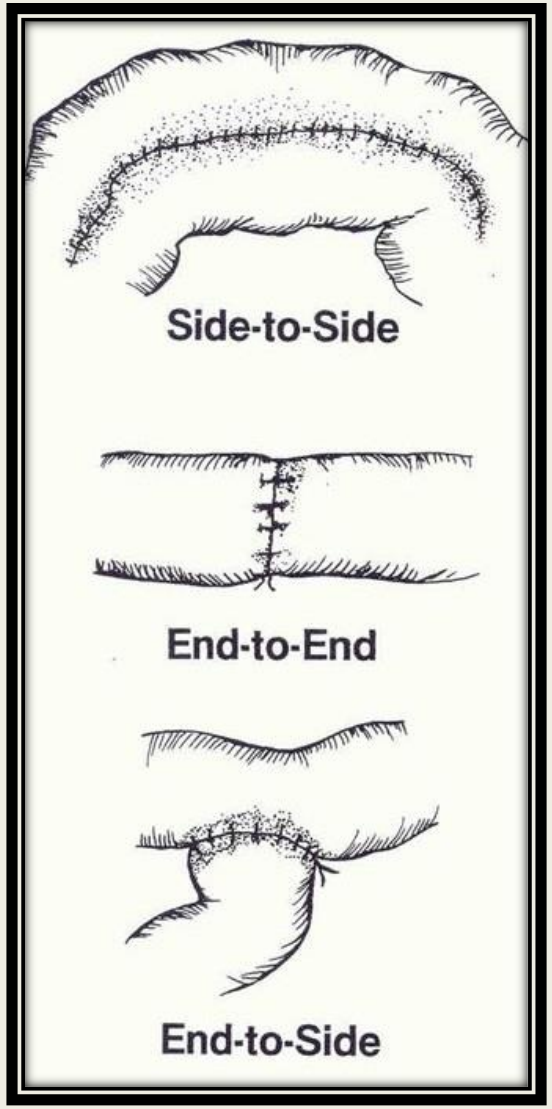
Куянова Ю. О[1]., Дубовой А. В.[2], Бервицкий А. В[2]., Паршин Д. В.[1]

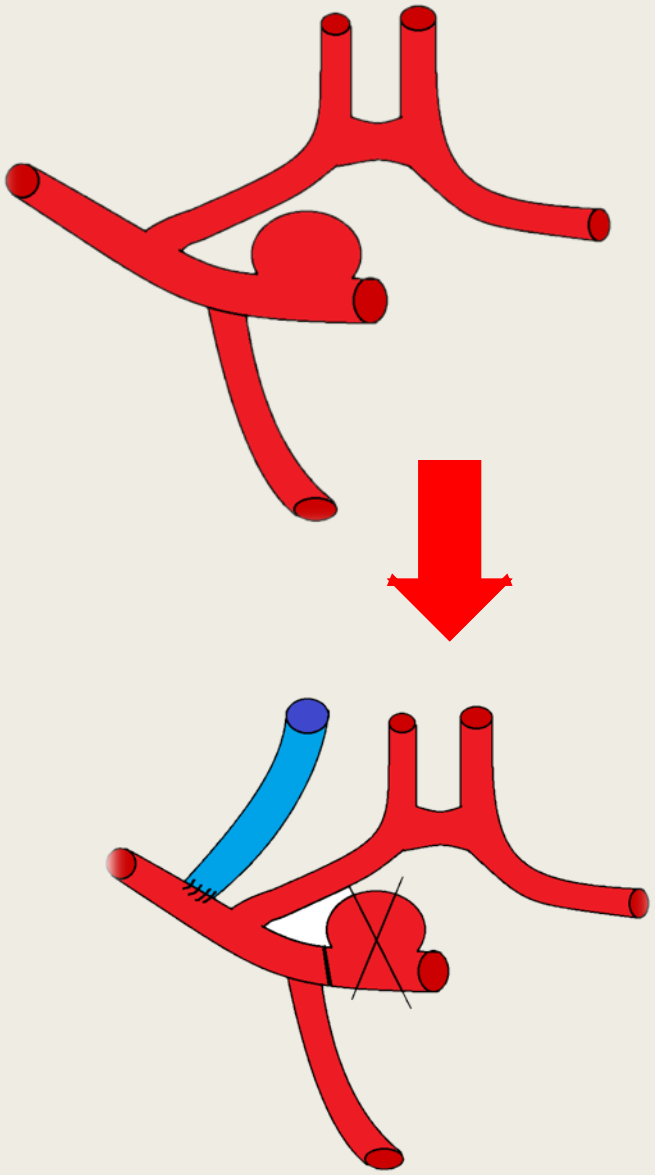
1) Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН
2) ФГБУ "Федеральный центр нейрохирургии

Виртуальный анастомоз

- Церебральный анастомоз- это искусственно восстановленное или созданное кровеносное русло, компенсирующее недостающий объем кровотока.
- **Применение:**
- Лечение церебральных аневризм
- Стеноз церебральных артерий
- Опухоли
- Болезнь Мойя-Мойя
- **Типы анастомозов:**

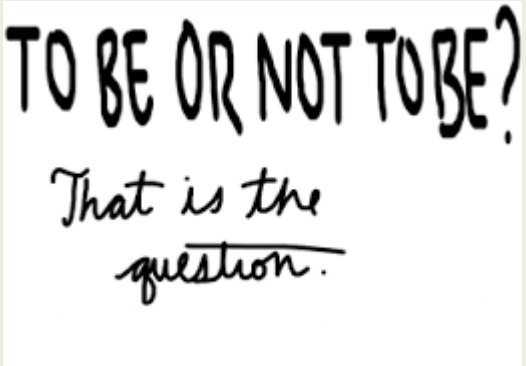
1. Бок-в-бок
2. Конец-в-конец
3. Конец-в-бок

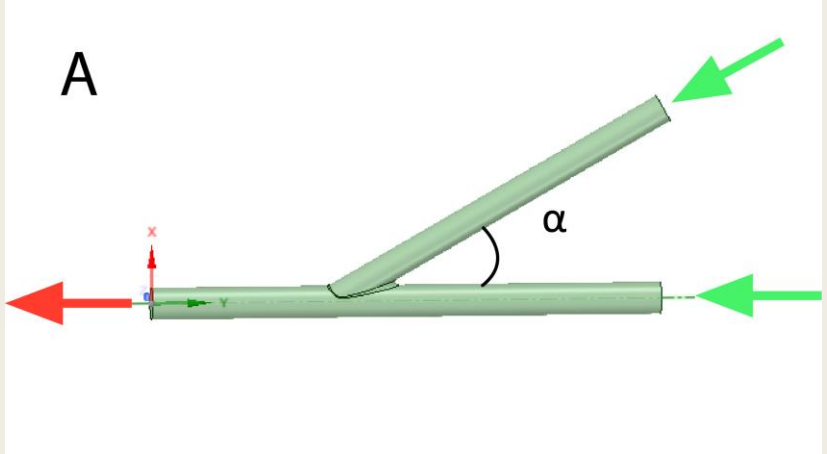


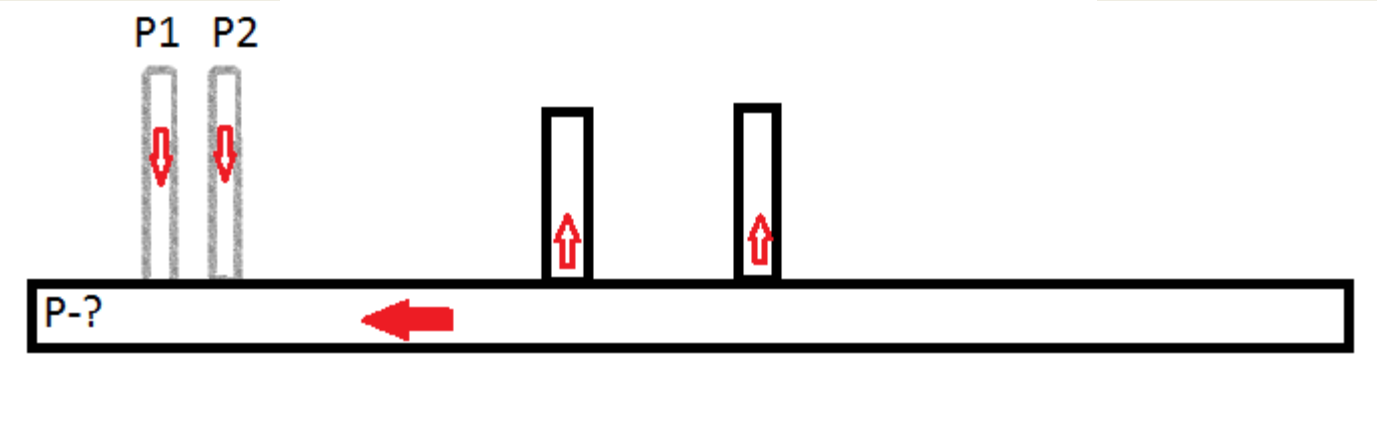


Возникающие задачи

- Необходимость установки анастомоза
- Оптимизация материала артерии-донора
- Оптимизация угла установки
- Оптимизация места установки







Модель электрической цепи

- Гемодинамические параметры можно интерпретировать следующим образом:
- P (давление)– напряжение в электрической цепи
- Q(объёмный расход) – ток в цепи
- C (отношение изменения объема сети при заданном давлении) – ёмкость конденсатора

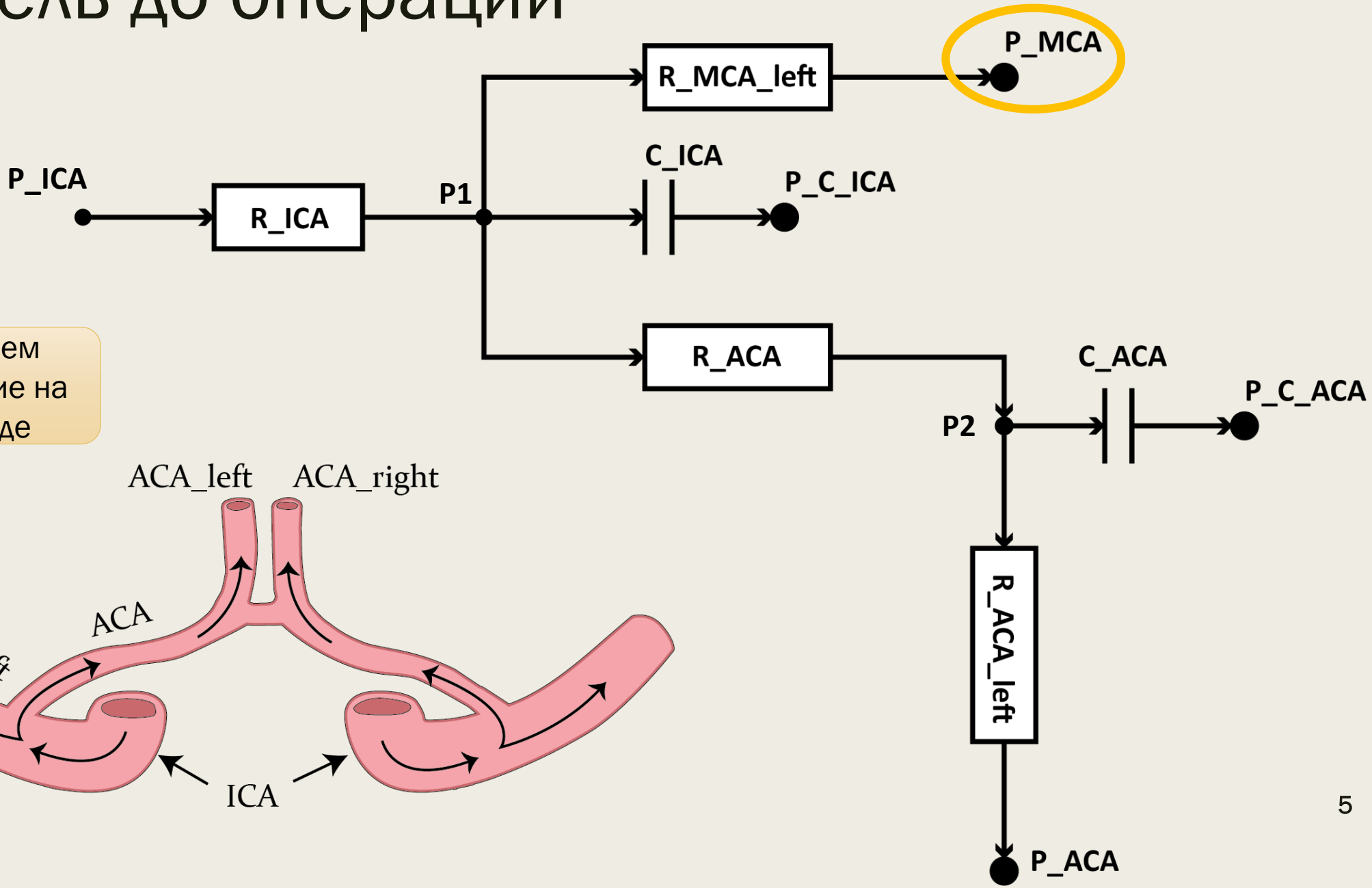
Для вычисления параметров использовались следующие формулы:

$$R = \frac{8\mu l}{\pi r^4}, C = \frac{3}{2}\pi r^2 \frac{r}{h}\frac{1}{E}$$
$$\Delta P = QR,$$

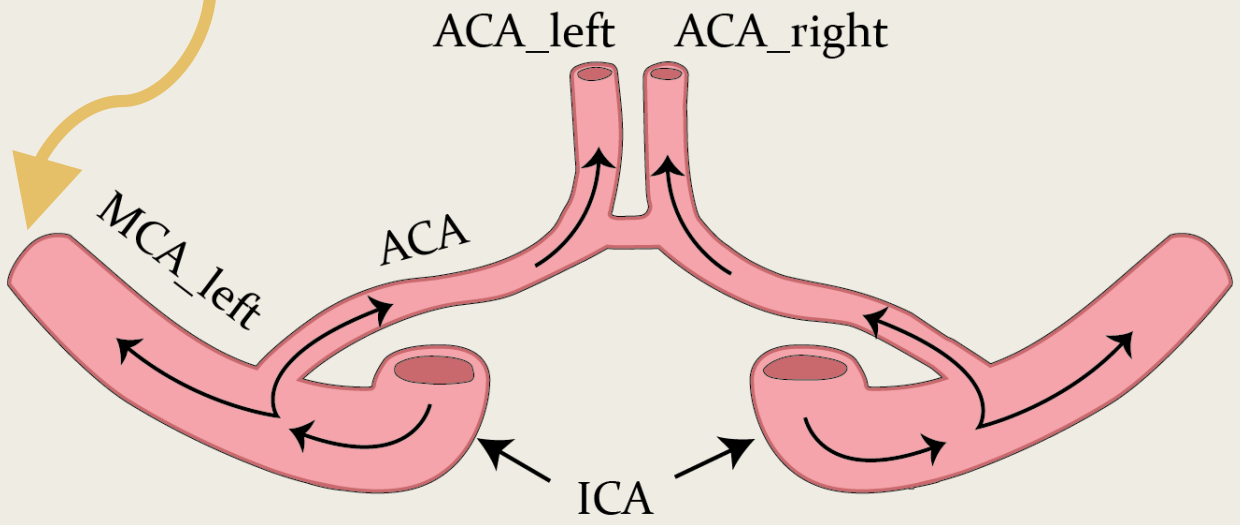
где μ – динамическая вязкость крови, l, r – длина и радиус сосуда, $E \in (8, 16)\ dyn/cm^2$ - модуль Юнга стенки сосуда, $\frac{r}{h} \in (8, 10)$ — коэффициент толщины стенки.

В расчётах использовались значения E = 10 dyn/cm^2, $\frac{r}{h}$ = 10.

Модель до операции

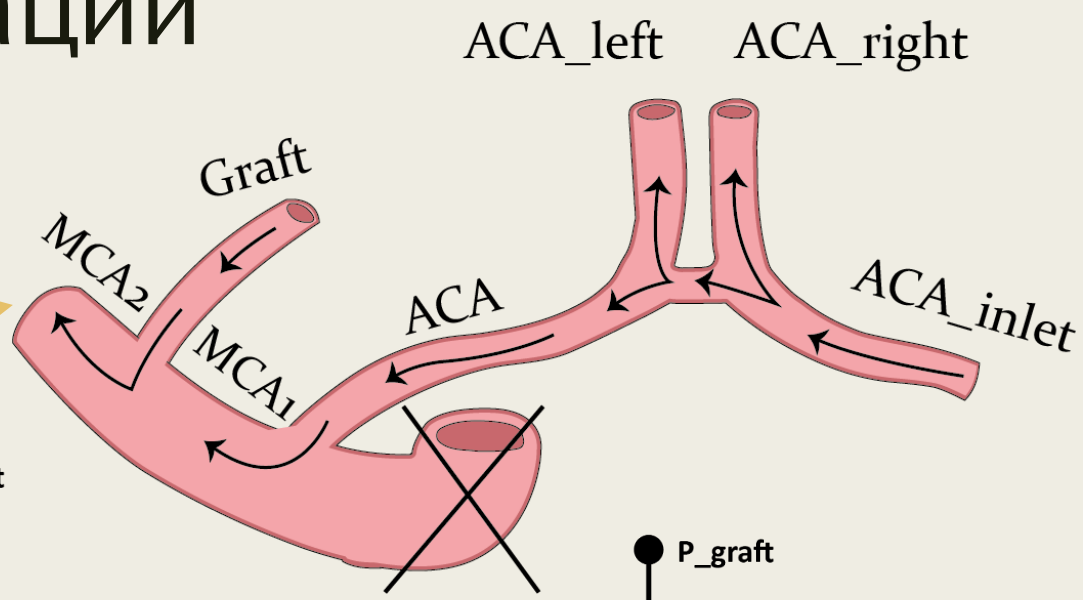


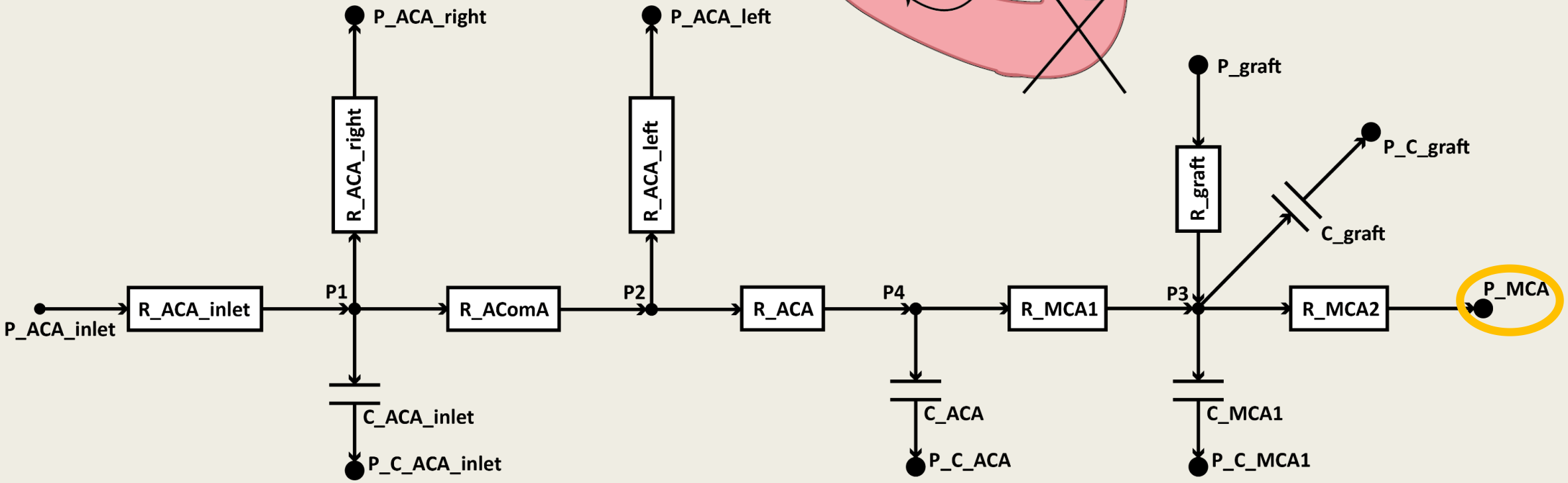
Считаем давление на выходе



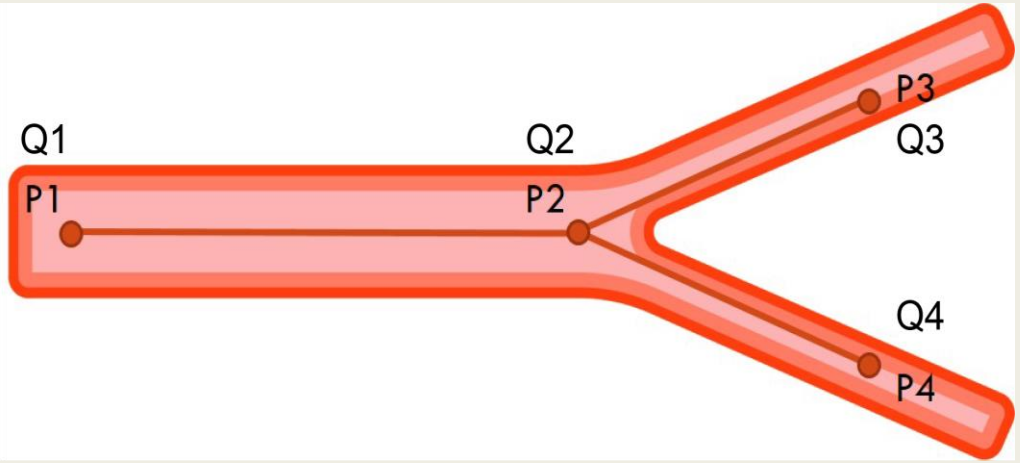
Модель после операции

Считаем давление на выходе





Гидравлическая модель



- В работе была рассмотрена гидравлическая модель для течения ламинарного потока вязкой жидкости по гладкой трубке:

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\mu l}\Delta p,$$

где R, l – радиус и длина трубки, μ - динамическая вязкость крови, Δp – перепад давления. В точка ветвления такой модели ставятся условия неразрывности давления и равенств расходов :

$$Q2 = Q3 + Q4,$$
$$[P2] = 0$$

Роевой интеллект
Херардо Бени, Ван Цзин, 1989 г.

- Коллективное поведение децентрализованной самоорганизующейся системы. Рассматривается в теории искусственного интеллекта как метод оптимизации.

Для системы характерно следующее:

- Состоит из множества агентов (боидов).
- Отсутствует централизованная система управления поведения
- Каждый боид следует очень простым правилам
- Случайные взаимодействия приводят к возникновению интеллектуального группового поведения, неконтролируемого отдельными боидами.

Метод роя частиц. Алгоритм

<u>Постановка задачи:</u>

Пусть $f: R^n \to R$ – целевая функция;

S – количество частиц в рое;

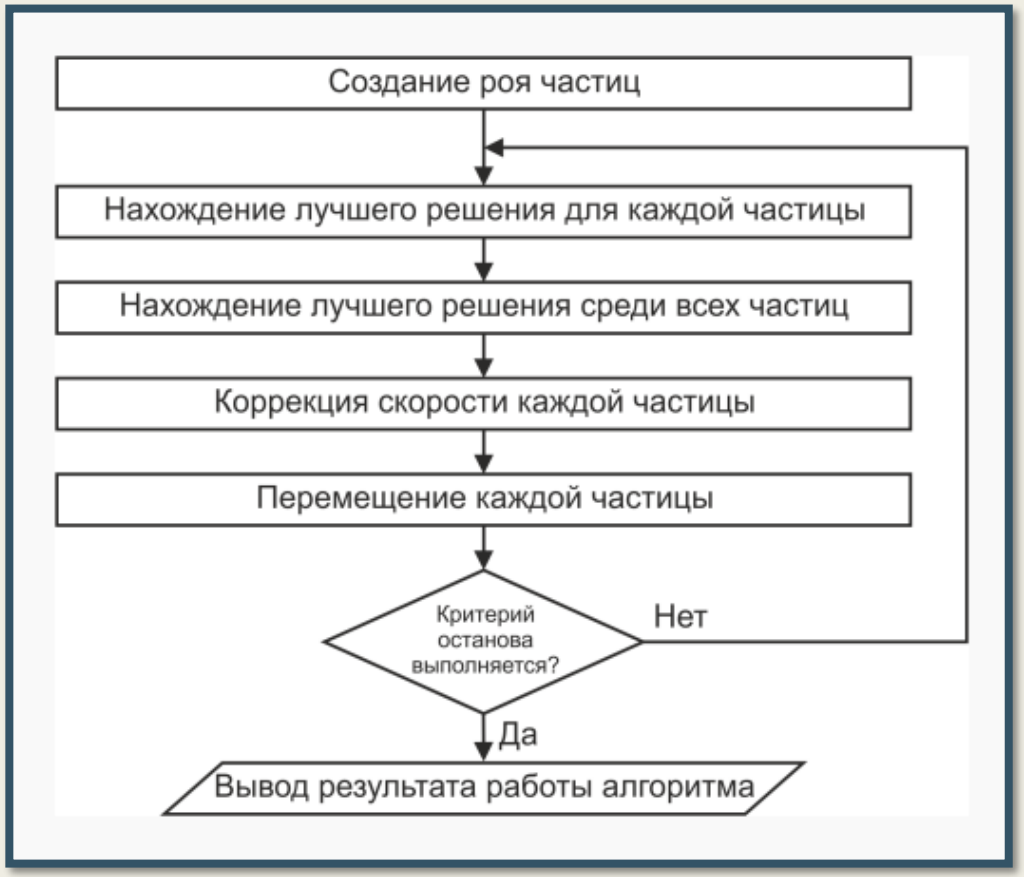
$x_i \in R^n$ - координата i-ой частицы роя;

$v_i \in R^n$ - скорость i-ой частицы роя;

p_i - лучшее из известных положений i-ой частицы;

g – наилучшее известное состояние роя в целом;

$\mathbf{v}_i \leftarrow \omega\, \mathbf{v}_i + \varphi_p\, \mathbf{r}_p \times (\mathbf{p}_i - \mathbf{x}_i) + \varphi_g\, \mathbf{r}_g \times (\mathbf{g} - \mathbf{x}_i)$



Метод роя частиц. Канонический алгоритм

<u>Что важно:</u> от коррекции скорости зависит сходимость алгоритма!

$\mathbf{v}_i \leftarrow \omega\, \mathbf{v}_i + \varphi_p\, \mathbf{r}_p \times (\mathbf{p}_i - \mathbf{x}_i) + \varphi_g\, \mathbf{r}_g \times (\mathbf{g} - \mathbf{x}_i)$,

r_p, r_g – случайные числа из интервала (0,1);

φ_p, φ_g – веса, подбираемые под конкретную задачу;

$\omega(t)$ – коэффициент для более плавного изменения скорости

- Один из самых распространенных вариантов алгоритма вводит нормировку коэффициентов φ_p и φ_g, чтобы сходимость не так сильно зависела от их выбора:

$$\mathbf{v}_i \leftarrow \chi(\omega\, \mathbf{v}_i + \varphi_p\, \mathbf{r}_p \times (\mathbf{p}_i - \mathbf{x}_i) + \varphi_g\, \mathbf{r}_g \times (\mathbf{g} - \mathbf{x}_i)),$$

$$\chi = \frac{2k}{|2 - \varphi - \sqrt{\varphi^2 - 4\varphi}|},$$

$$\varphi = \varphi_p + \varphi_g,$$

$$\varphi > 4.$$

коэффициент k должен лежать в интервале (0, 1).

Результаты

- Использовалась каноническая модель
- Были взяты следующие параметры:
- $\varphi_p = \varphi_g = 1.49618,\ \omega = 0.7298,$ N=5
- Критерий остановки – $P2_{MCA} \geq 0.85 \cdot P1_{MCA}$, где $P2_{MCA}$ - давление после операции, $P1_{MCA}$ — до. Или достижение 100 итераций (если достигнуть нужного давления не получилось)
- Рассмотрено несколько радиусов сосуда-донора

Результаты

Радиус графта относительно радиуса СМА	Гидравлическая модель			
	Давление в СМА	Длина СМА от бифуркации	Длина графта	Итерации
1/2	78,75	4,86	13,49	0
2/3	77,74	2,24	12,85	0
3/4	77,90	4,27	14,21	0
4/5	75,72	1,62	11,08	0
1	75,91	4,26	14,33	1
5/4	72,73	5	13,74	2
4/3	71,58	5	15	101
3/2	67,15	5	15	101
	Электрическая аналогия			
	Давление в СМА	Длина СМА от бифуркации	Длина графта	Итерации
1/2	81,9	1,87	14,68	0
2/3	81,5	3,53	13,31	0
3/4	80,61	2,73	10,99	0
4/5	80,88	3,48	14,43	0
1	79,99	4,87	13,26	0
5/4	73,7	3,21	13,76	1
4/3	75,58	4,69	14,82	3
3/2	73,01	5	15	4

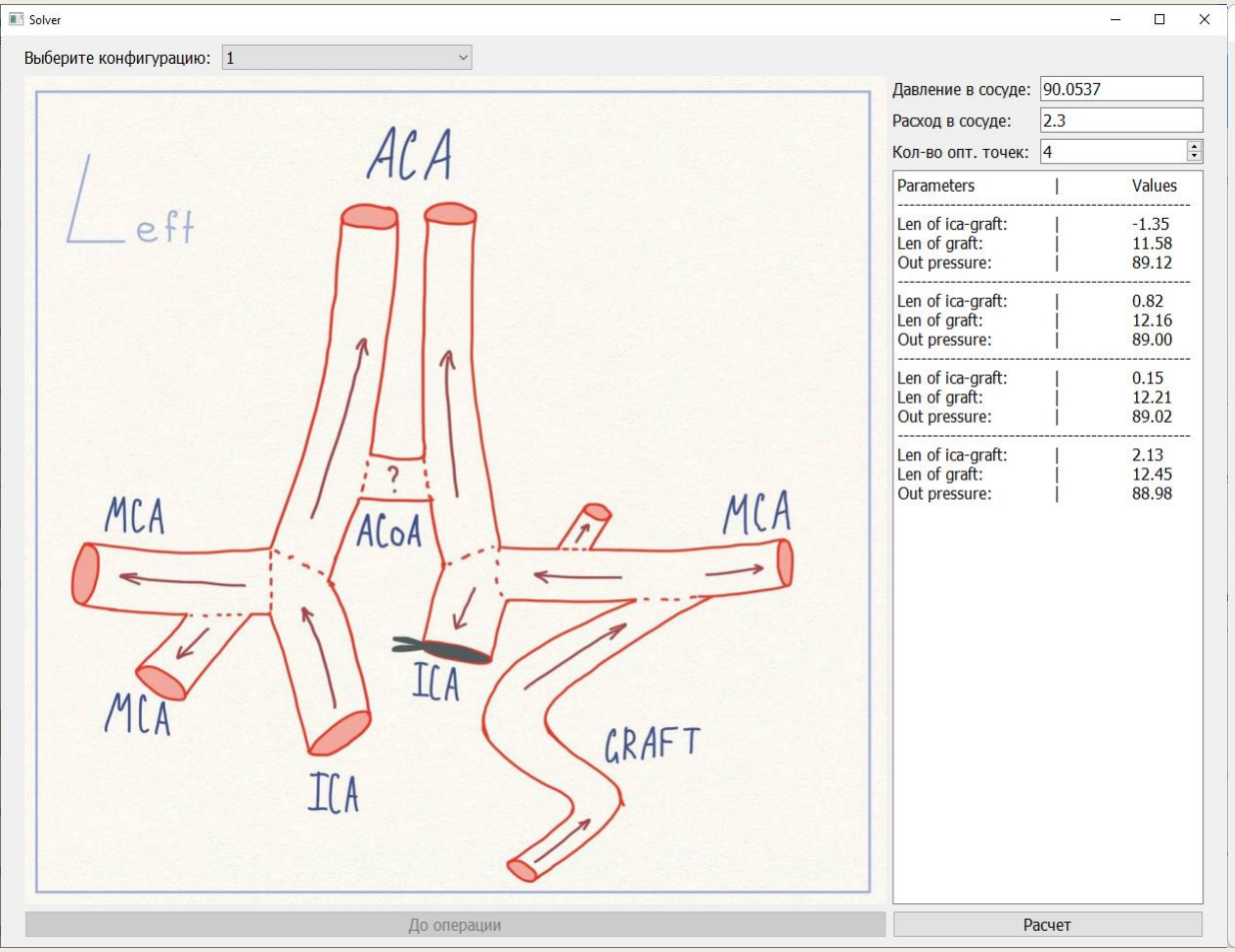
Результаты

Радиус графта относительно СМА	Электрическая цепь	Гидравлическая модель	Разница (%)
	Давление в СМА		
1/2	81,9	78,75	4,00
2/3	81,5	77,74	4,84
3/4	80,61	77,90	3,48
4/5	80,88	75,72	6,81
1	79,99	75,91	5,37
5/4	73,7	72,73	1,33
4/3	75,58	71,58	5,59
3/2	73,01	67,15	8,73

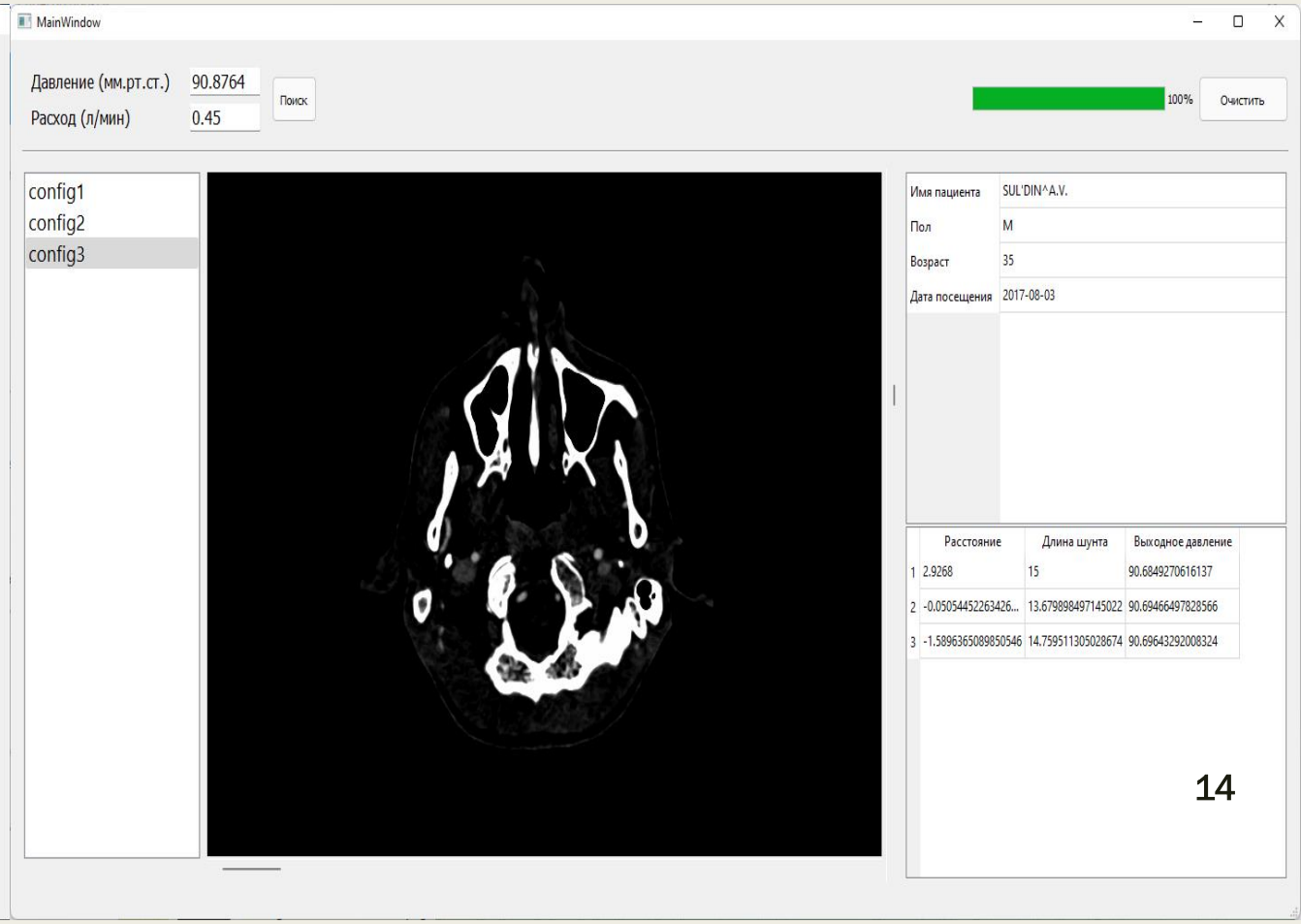
Разница в среднем – 5,02%

Программа для хирургов

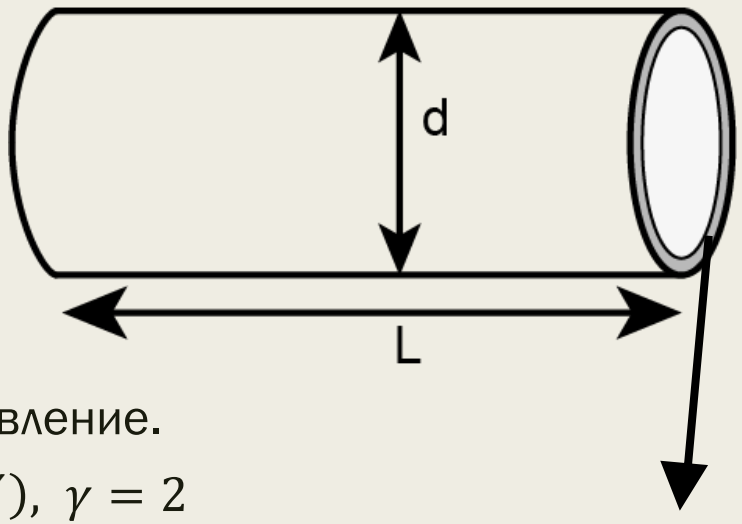
Версия 1.01



Версия 1.02



1D - модель



$$\begin{cases} \dfrac{\partial A}{\partial t} + \dfrac{\partial Q}{\partial z} = 0 \\ \dfrac{\partial Q}{\partial t} + \alpha \dfrac{\partial}{\partial z}\left(\dfrac{Q^2}{A}\right) + \dfrac{A}{\rho}\dfrac{\partial P}{\partial z} = f(A, Q), \end{cases}$$

Где A – площадь поперечного сечения сосуда, Q – расход, P – давление.

- Профиль течения параболический: $s(y) = \gamma^{-1}(\gamma + 2)(1 - y^{\gamma}),\ \gamma = 2$
- В квазилинейной форме можем переписать:

$$\frac{\partial}{\partial t} U + F(U)\frac{\partial U}{\partial z} + S(U) = 0$$

$$U = \begin{pmatrix} A \\ Q \end{pmatrix}, F(U) = \begin{pmatrix} Q \\ \alpha \dfrac{Q^2}{A} + C \end{pmatrix}, C = A^{3/2}\frac{\beta}{3\rho A_0}$$

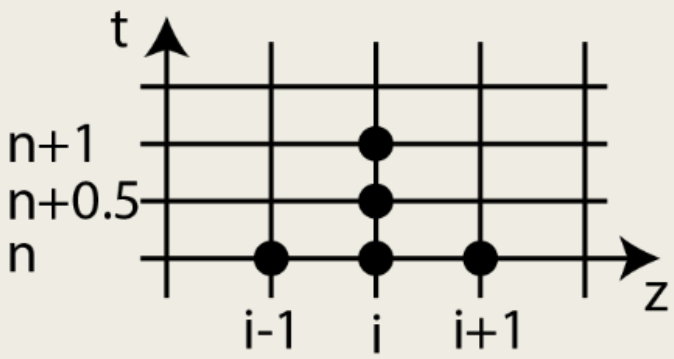
$$S(U) = \begin{pmatrix} 0 \\ Kr\dfrac{Q}{A} + \dfrac{A}{\rho}\dfrac{\partial \sigma}{\partial A_0}\dfrac{dA_0}{dz} \end{pmatrix}, \sigma = \beta\frac{\sqrt{A} - \sqrt{A_0}}{A_0}, Kr = -2\pi\nu s'(1)$$

L. Formaggia, A. Veneziani. Reduced and multiscale models for the human cardiovascular system (2003).

Расчётная схема и граничные условия

Схема Предиктор-корректор:

$$\begin{cases} U_i^* = U_i^n - \dfrac{\Delta t}{\Delta x}(F_{i+1}^n - F_i^n) + \Delta t S_i^n, & i = 1 \dots N-1 \\ U_i^{n+1} = \dfrac{1}{2}(U_i^n - U_i^*) - \dfrac{\Delta t}{2\Delta x}(F_i^* - F_{i-1}^*) + \dfrac{\Delta t}{2} S_i^*, & i = 2 \dots N \end{cases}$$



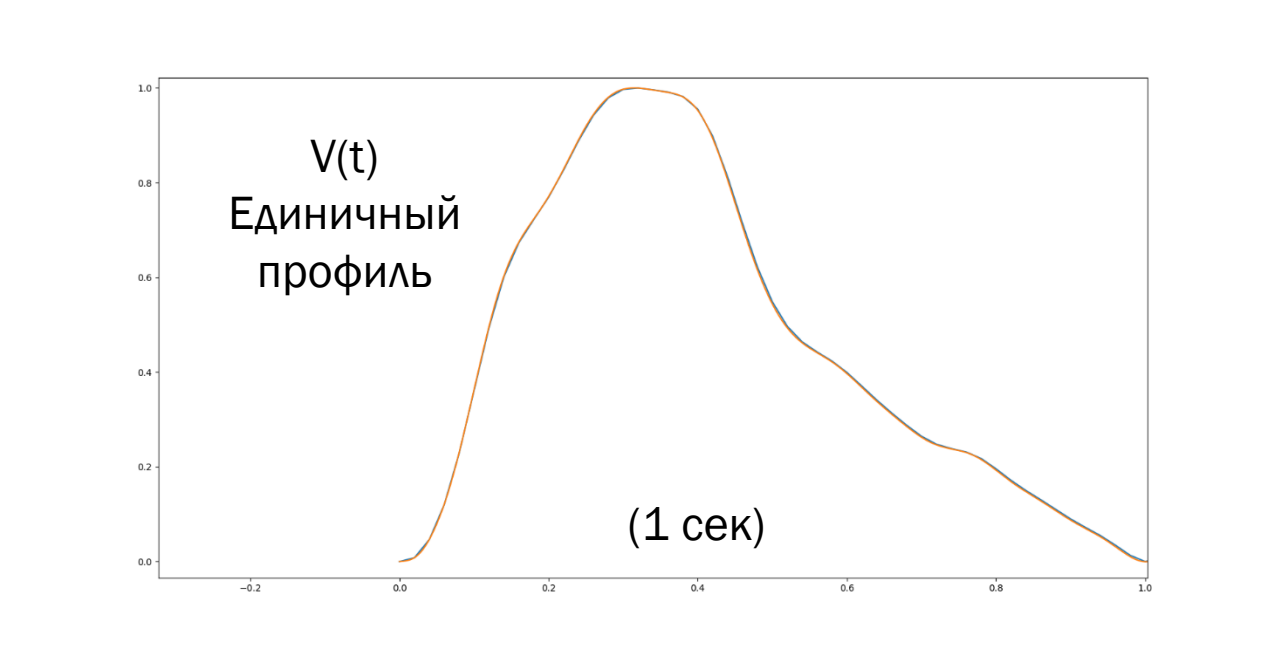
При t=0:

$$A(0,z) = \pi\left(\frac{R_{out} - R_{in}}{L} z + R_{in}\right)^2, \qquad Q(0,z) = 0$$

При z=0, L:

$$I_-(U)\left(\frac{\partial U}{\partial t} + \lambda_-(U)\frac{\partial U}{\partial z} + S(U)\right) = 0, V(t,0) = v(t)$$

- Время расчёта – 6 секунд



Спасибо за внимание!

Контактные данные:
Паршин Даниил Васильевич - danilo.skiman@gmail.com
Куянова Юлия Олеговна – july9696@mail.ru