Автоматизация персонализированного моделирования гемодинамики аневризмы брюшной аорты для многопараметрического анализа факторов роста аневризмы.

Я.В. Федотова[1] ,Р.Ю. Епифанов[1], Р.И. Мулляджанов[1,2] , А.А. Карпенко [1,3] , К.А. Борисова[1]

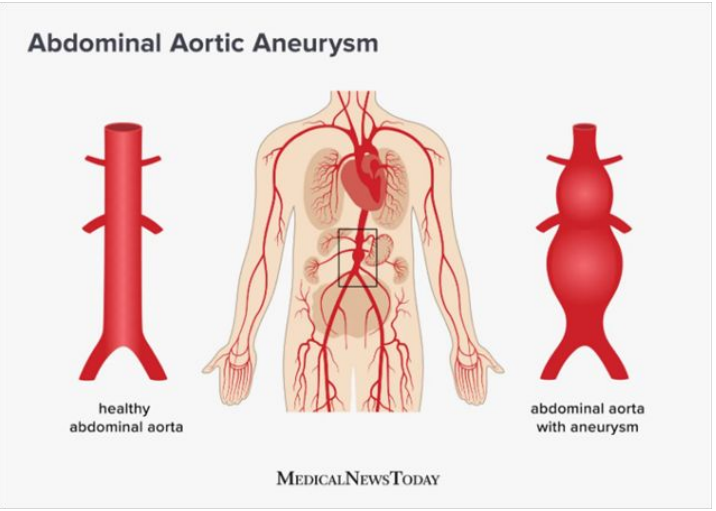
[1] Новосибирский государственный университет, Новосибирск, Россия

[2] Институт теплофизики им. С. С. Кутателадзе СО РАН, Новосибирск, Россия

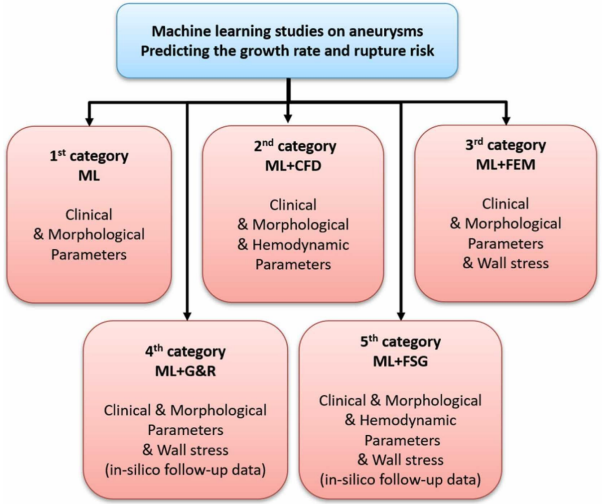
[3] Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е. Н. Мешалкина, Новосибирск, Россия

Аневризма брюшной аорты.

Аневризма брюшной аорты (АБА) представляет собой расширение 50% или более в диаметре сегмента аорты между почечными артериями и подвздошной бифуркацией. АБА - серьезное заболевание, течение которого сопровождается развитием осложнений со здоровьем и часто приводит к смерти пациента из-за разрыва аорты.



- Разрыв аневризмы – это сложное биомеханическое явление, обобщенную численную модель которого весьма затруднительно построить ввиду сложности взаимосвязей микро- и макромасштабов и недостатка клинических данных. Однако разумное комбинирование математических моделей биомеханики и гемодинамики с подходами машинного обучения имеет большую перспективу для комплексной оценки риска разрыва аневризмы в клинической практике.



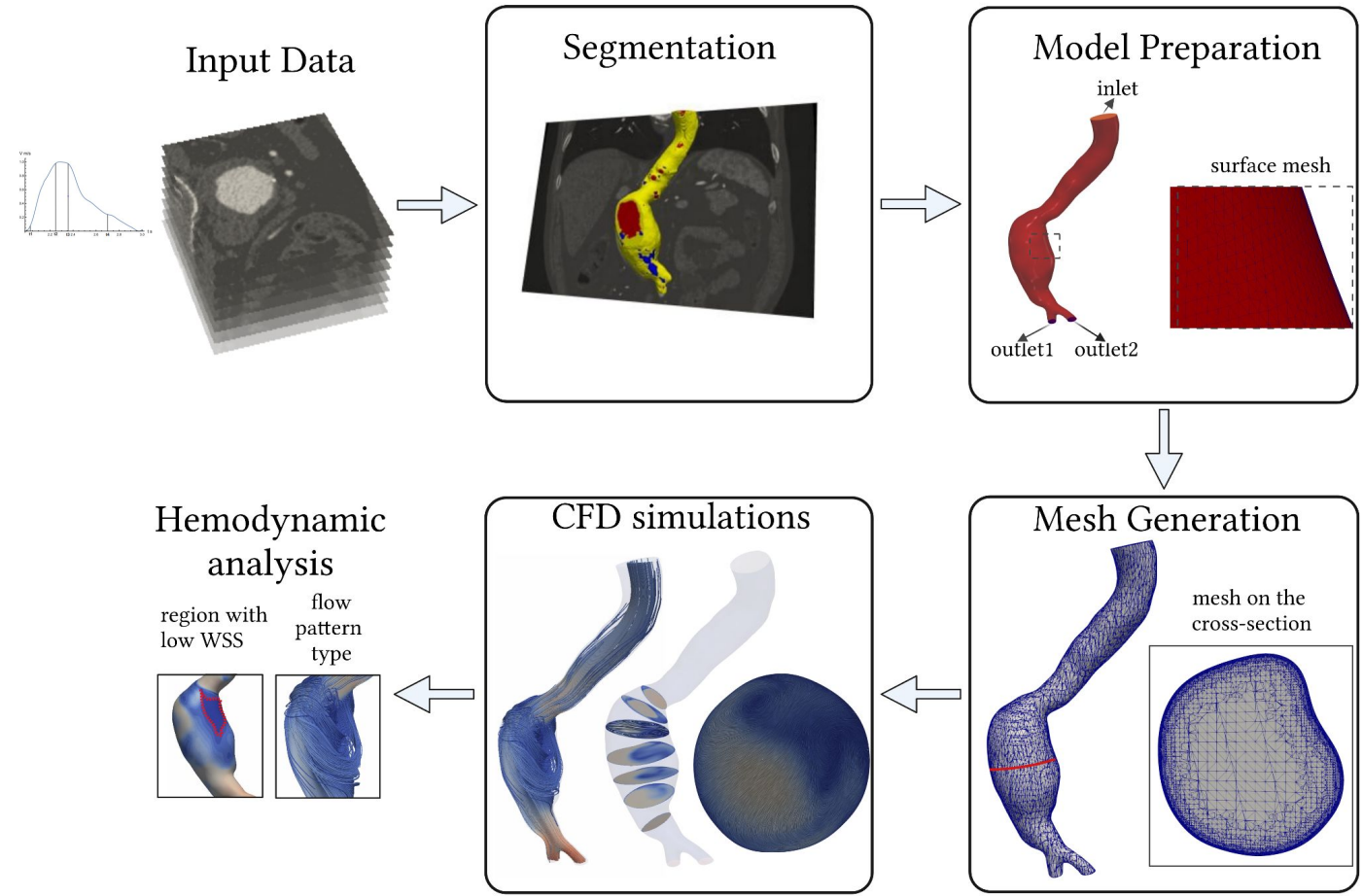
Гемодинамические параметры потока в области аневризмы, полученные с помощью трехмерного CFD-моделирования, являются ключевыми для построения предиктивных моделей роста аневризмы и риска ее разрыва.

Основные этапы моделирования персонализированной гемодинамики

- Сегментация медицинских изображений
- 3D-реконструкция пациент-специфичной геометрии
- Построение расчетной сетки
- 3D-CFD моделирование

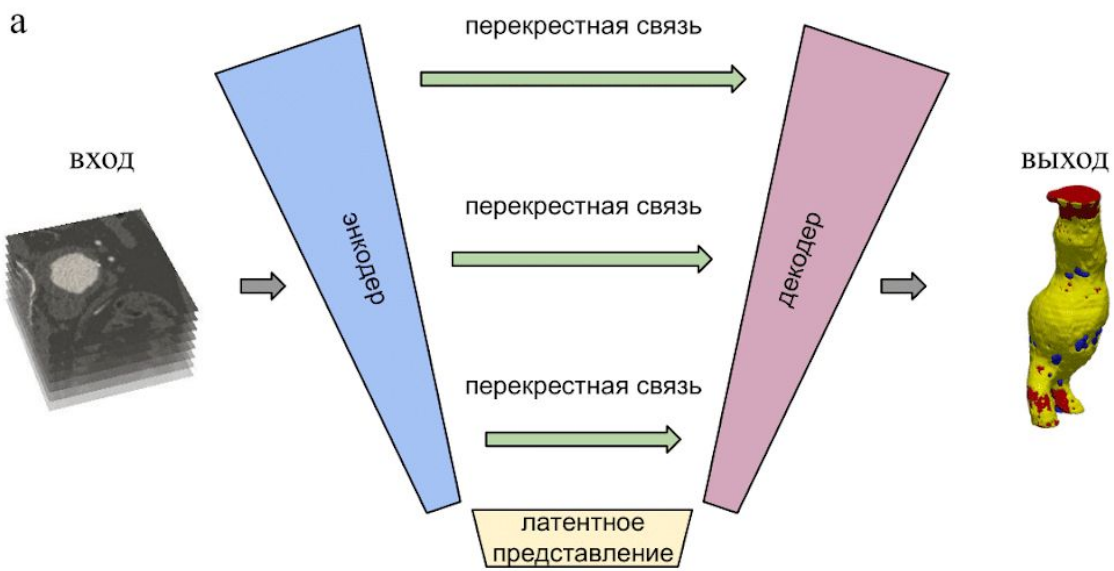
- Комплексный подход, основанный на совместном анализе геометрических и гемодинамических параметров может значительно увеличить качество диагностики и лечения ААА. Но трехмерное моделирование кровотока в области аневризмы конкретного больного слишком трудозатратный процесс, который требует, к тому же, междисциплинарных усилий, что делает невозможным применение гемодинамического анализа для прогнозирования роста аневризмы и оценки риска ее разрыва в повседневной клинической практике.

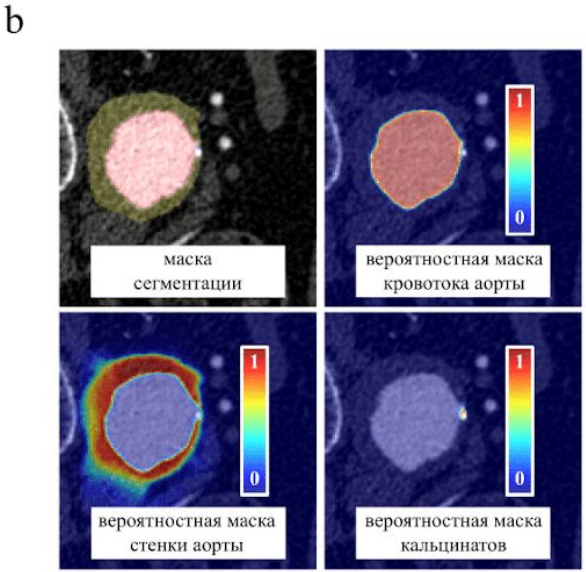
Структура фреймворка



Модуль сегментации

Модуль основан на нейронной сети Unet[1]





[1]Ronneberger O., Fischer P., Brox T. U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation //International Conference on Medical image computing and computer-assisted intervention. – Springer, Cham, 2015. – С. 234-241.

Модуль автоматической 3D-реконструкции - 1

Extract 3D point cloud of lumen

Extract centerline using Voronoi diagrams

Split 3D point cloud into 4 sets: aorta, bifurcation area, iliac arteries

Apply BQFE-interpolation to aorta and iliac arteries

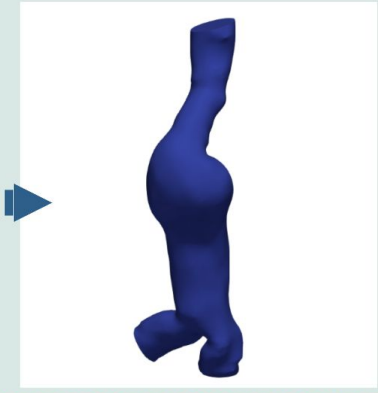
Convert interpolated surface into polydata with Delaunay 3D triangulation

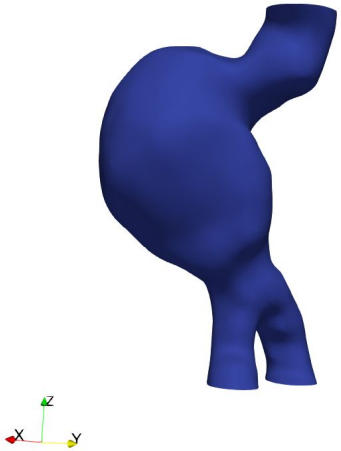
Reconstruct aortic bifurcation using marching cubes

Extend bifurcation region by gluing with transitional area of aortic branches

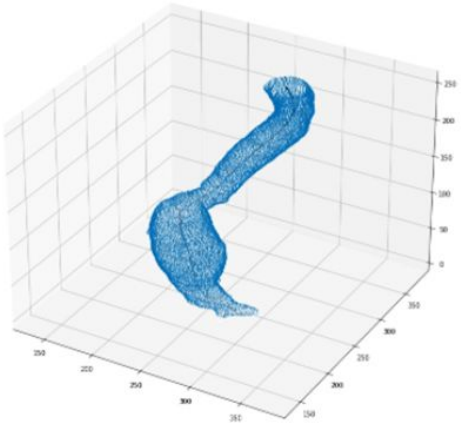
Apply windowed-sync algorithm to extended bifurcation area

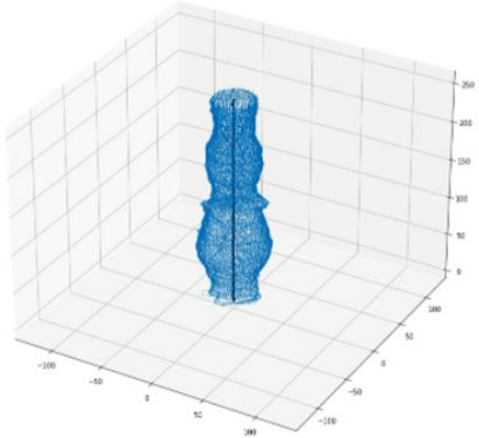
Clip, cap obtained surface of lumen and split into boundary patches

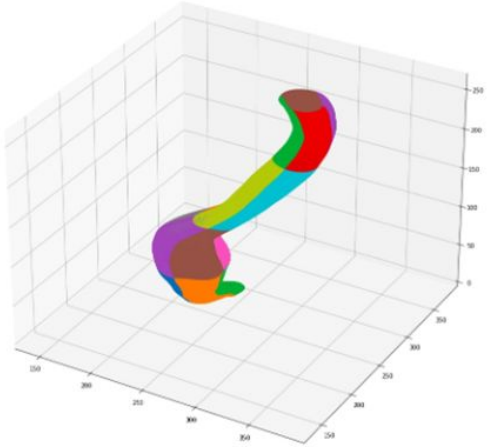




Реконструкция геометрии отдельной ветви аорты







Аппроксимация центральной линии аорты (диаграммы Вороного)

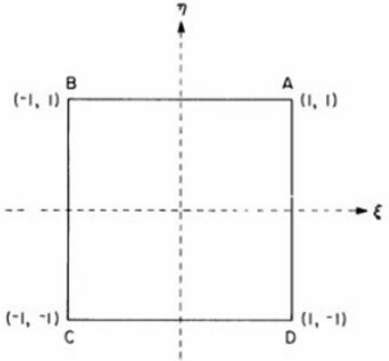
→

Преобразование координат для параметризации поверхности в цилиндрической системе координат

→

Finite Element Decomposition
&&
Biquintic Finite Element Interpolation (BQFE)

BQFE-интерполяция



После сдвига координат строится сетка конечных элементов (прямоугольные элементы с нормированной системой локальных координат *(ξ, η)*). Конечный элемент в BQFE-интерполяции состоит из 4 узлов, в каждом узле определяются шесть членов, представляющих радиальную координату и ее первые, вторые и смешанные производные по локальным координатам элемента R_i^{jk}, где *i*- локальный номер узла, а *j, k* - порядок производных по ξ и η.

$$R_P = N_i^{jk}\left(\xi_P, \eta_P\right) R_i^{jk}$$

$$i = 1, 4$$

$$j, k = 0, 2$$

$$j + k \le 2$$

Функции формы:

$$N_1^0 = -\frac{1}{16}(\xi - 1)^3\left(3\xi^2 + 9\xi + 8\right)$$

$$N_1^1 = -\frac{1}{16}(\xi - 1)^3(3\xi + 5)(\xi + 1)$$

$$N_1^2 = -\frac{1}{16}(\xi - 1)^3(\xi + 1)^2$$

$$N_2^0 = \frac{1}{16}(\xi + 1)^3\left(3\xi^2 - 9\xi + 8\right)$$

$$N_2^1 = -\frac{1}{16}(\xi + 1)^3(3\xi - 5)(\xi - 1)$$

$$N_2^2 = \frac{1}{16}(\xi + 1)^3(\xi - 1)^2$$

Минимизируем функцию ошибки (норму Эйлера):

$$E(R) = \sum_{d=1}^{n}\left|R\left(\xi_d, \eta_d\right) - R_d\right|^2$$

$$\frac{\partial E}{\partial R_i^{jk}} = 2\sum_{d=1}^{n}\left(\sum\left(N_i^{jk}\left(\xi_d, \eta_d\right) R_i^{jk}\right) - R_d\right) N_i^{jk} = 0$$

Получаем СЛАУ конечного элемента:

$$\sum_{d=1}^{n} N_i^{jk} \sum N_i^{jk}\left(\xi_d, \eta_d\right) R_i^{jk} = \sum_{d=1}^{n} R_d N_i^{jk}$$

$$K_{mn} u_n = f_m \qquad u = R_i^{jk} - \textit{вектор из 24 неизвестных}$$

Сборка глобальной СЛАУ:

$$u^l = a^l U, e = 1, \ldots, N_l$$

$$K = \sum_{l=1}^{N} (a^l)^T k^l a^l,$$

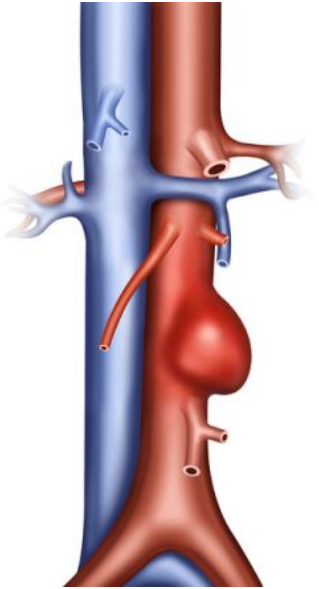
$$a^{(1)} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$a^{(2)} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

После формирования глобальной СЛАУ, решаем ее, используя разложение Холецкого [2] для матрицы жесткости. Для реконструкции поверхности ветви аорты в первоначальной системе координат необходимо перейти от локальных координат каждого элемента к глобальным и совершить обратный сдвиг системы координат на центральную линию брюшной аорты.

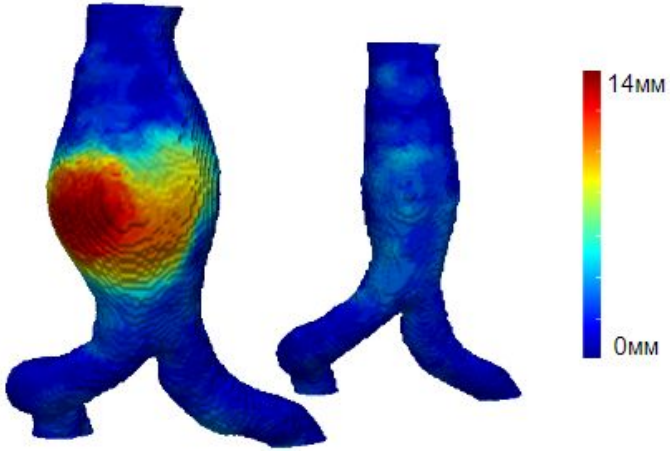
Модуль автоматической 3D-реконструкции - 2

Мешотчатая аневризма-
FATAL ERROR

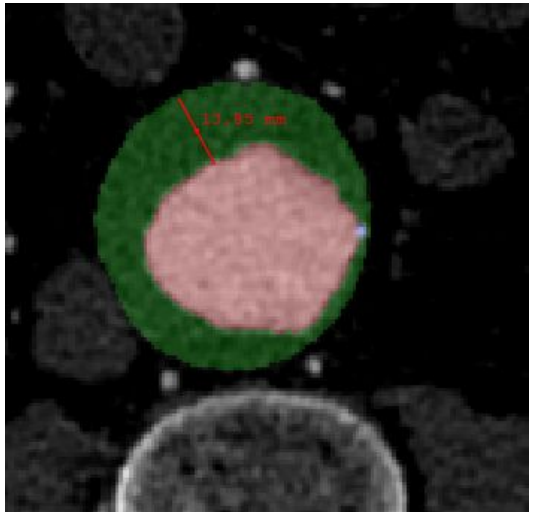


Марширующие кубы + локально-адаптивный метод сглаживания (VTK) + remeshing (pyMeshLab)

Геометрические характеристики

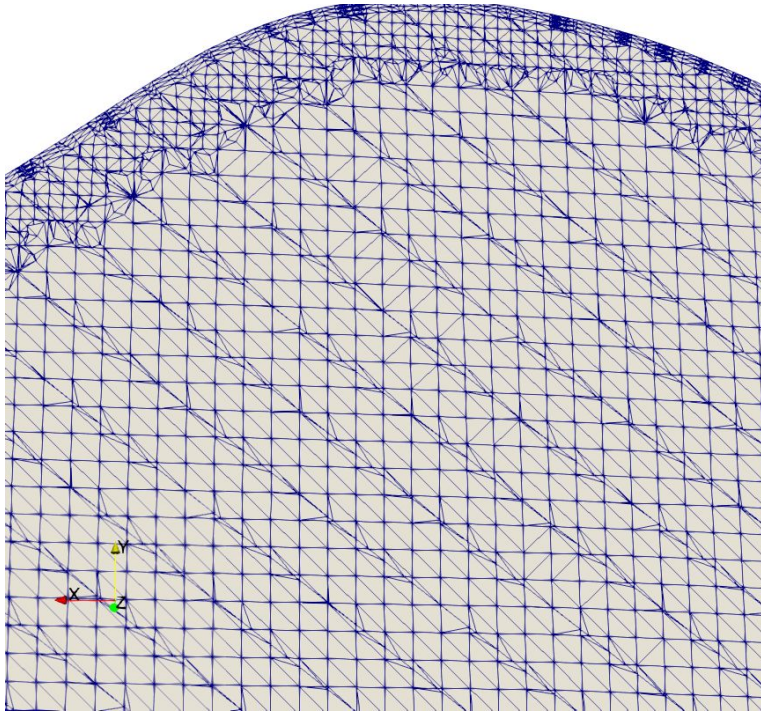


Пример изменения толщины тромботических масс при росте аневризмы



Модуль построения вычислительной сетки

OpenFoam – это набор средств языка программирования C++ для разработки численных решателей и утилит предварительной/последующей обработки, используемых при решении задач механики сплошных сред, включая вычислительную гидродинамику (CFD).



Построение расчетной сетки для трехмерного моделирования: blockMesh + snappyHexMesh + decomposePar

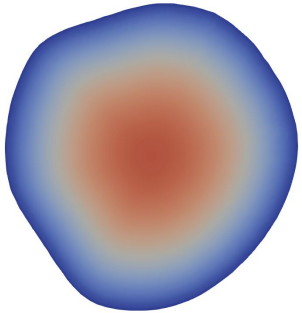
- Модуль 3D реконструкции сохраняет 3D модель (.stl) и записывает геометрические параметры, необходимые для построения сетки, в словарь Mesh_parameters.
- 1-3 Ref. levels, 3-4 пристеночных слоя, ~10 млн ячеек сетки.

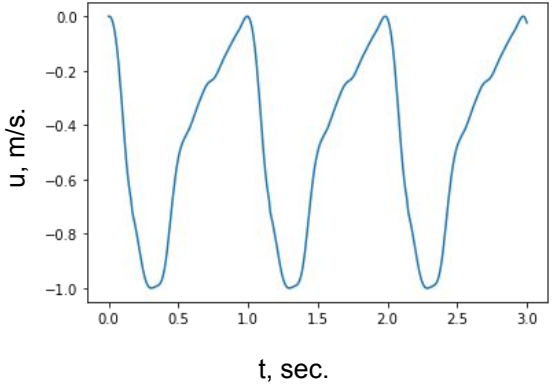
Модуль CFD -расчета

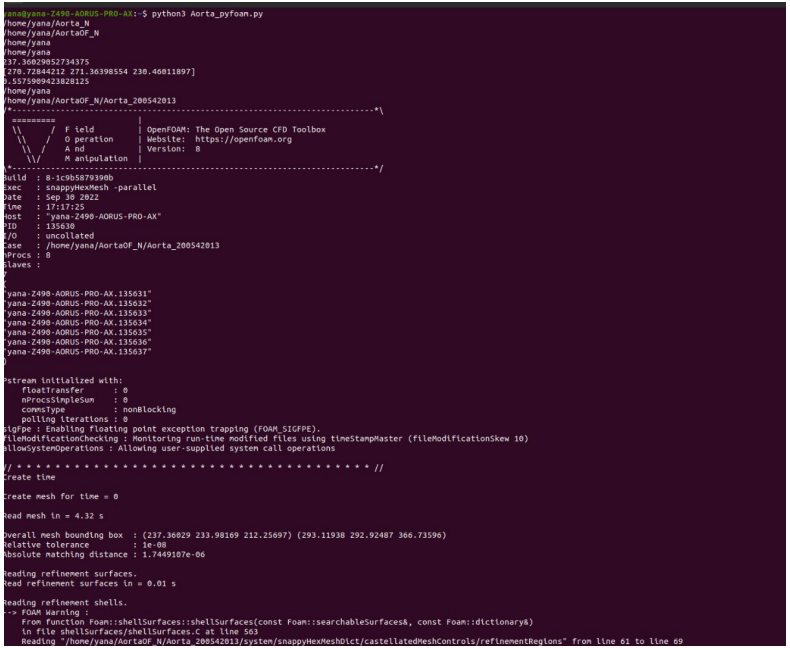
Нестационарный расчет с жесткими стенками

Расчет генерируется и запускается с помощью скрипта Aorta_pyfoam.py

Граничные условия:
Inlet профиль:
адаптивный Пуазейль, зависящий от времени







```
yana@yana-Z490-AORUS-PRO-AX:~$ python3 Aorta_pyfoam.py
/home/yana/Aorta_N
/home/yana/AortaOF_N
/home/yana
/home/yana
237.36029052734375
[270.72844212 271.36398554 230.46011897]
3.5575909423828125
/home/yana
/home/yana/AortaOF_N/Aorta_200542013
/*---------------------------------------------------------------------------*\
  =========                 |
  \\      /  F ield         | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox
   \\    /   O peration     | Website:  https://openfoam.org
    \\  /    A nd           | Version:  8
     \\/     M anipulation  |
\*---------------------------------------------------------------------------*/
Build  : 8-1c9b5879390b
Exec   : snappyHexMesh -parallel
Date   : Sep 30 2022
Time   : 17:17:25
Host   : "yana-Z490-AORUS-PRO-AX"
PID    : 135630
I/O    : uncollated
Case   : /home/yana/AortaOF_N/Aorta_200542013
nProcs : 8
slaves :
8
(
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135631"
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135632"
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135633"
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135634"
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135635"
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135636"
"yana-Z490-AORUS-PRO-AX.135637"
)

Pstream initialized with:
    floatTransfer      : 0
    nProcsSimpleSum    : 0
    commsType          : nonBlocking
    pollingIterations : 0
sigFpe : Enabling floating point exception trapping (FOAM_SIGFPE).
fileModificationChecking : Monitoring run-time modified files using timeStampMaster (fileModificationSkew 10)
allowSystemOperations : Allowing user-supplied system call operations

// * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * //
Create time

Create mesh for time = 0

Read mesh in = 4.32 s

Overall mesh bounding box  : (237.36029 233.98169 212.25697) (293.11938 292.92487 366.73596)
Relative tolerance         : 1e-08
Absolute matching distance : 1.7449107e-06

Reading refinement surfaces.
Read refinement surfaces in = 0.01 s

Reading refinement shells.
--> FOAM Warning :
    From function Foam::shellSurfaces::shellSurfaces(const Foam::searchableSurfaces&, const Foam::dictionary&)
    in file shellSurfaces/shellSurfaces.C at line 503
    Reading "/home/yana/AortaOF_N/Aorta_200542013/system/snappyHexMeshDict/castellatedMeshControls/refinementRegions" from line 61 to line 69
```

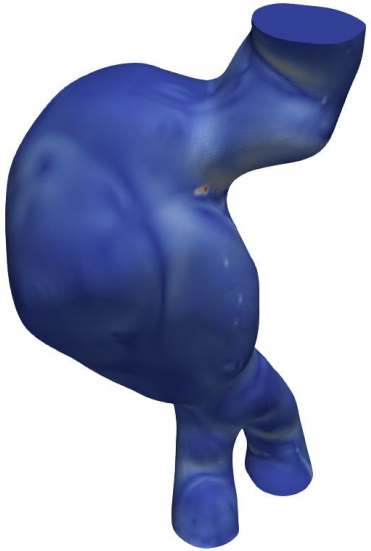
Outlet выходы:

$$\nabla u = 0$$

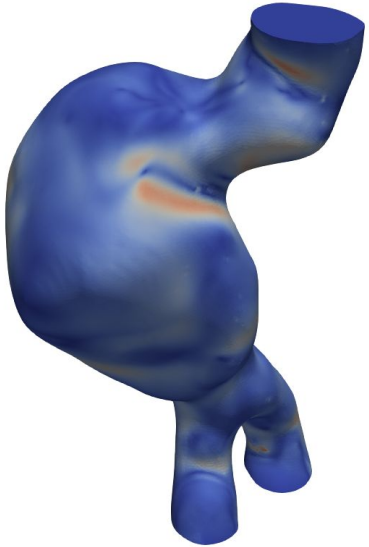
$$p_{out} = 0$$

Решатель: pimpleFoam
4 сердечных цикла с шагом 0.00005 с.

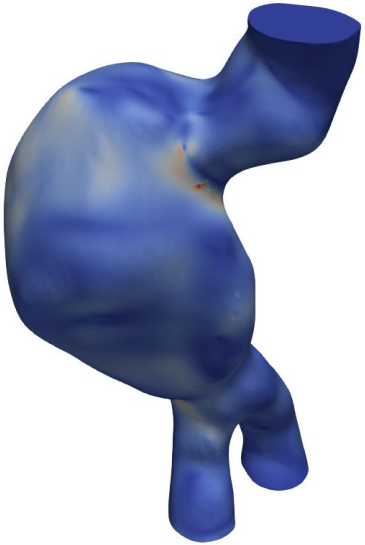
Пример нестационарного расчета с помощью фреймворка



WSS = 2.5 с

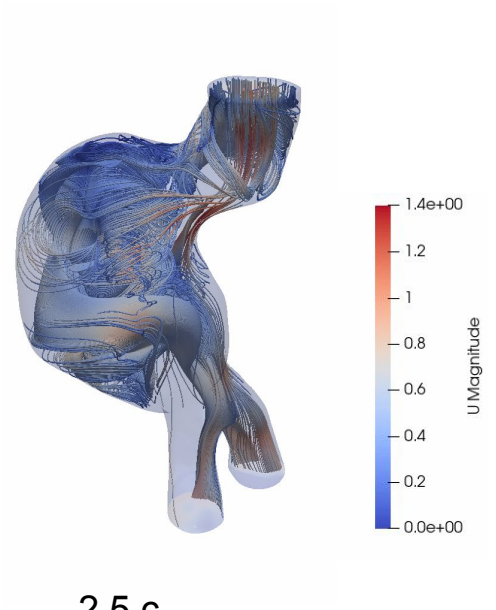


WSS = 2.8 с

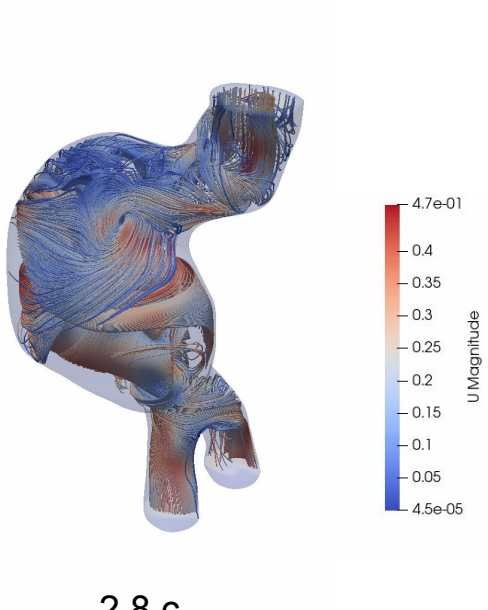


WSS = 3 с

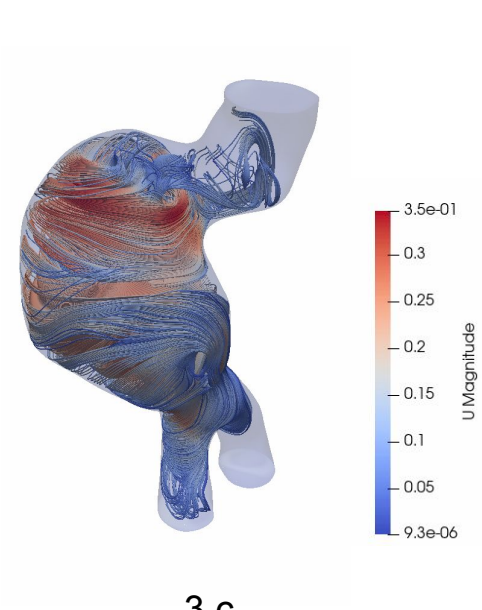
Линии тока в области аневризмы



2.5 с

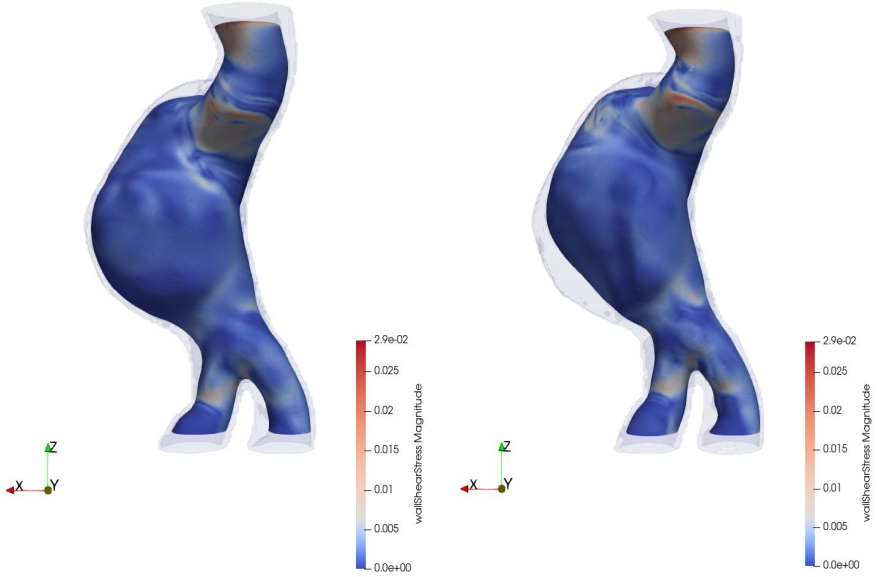


2.8 с

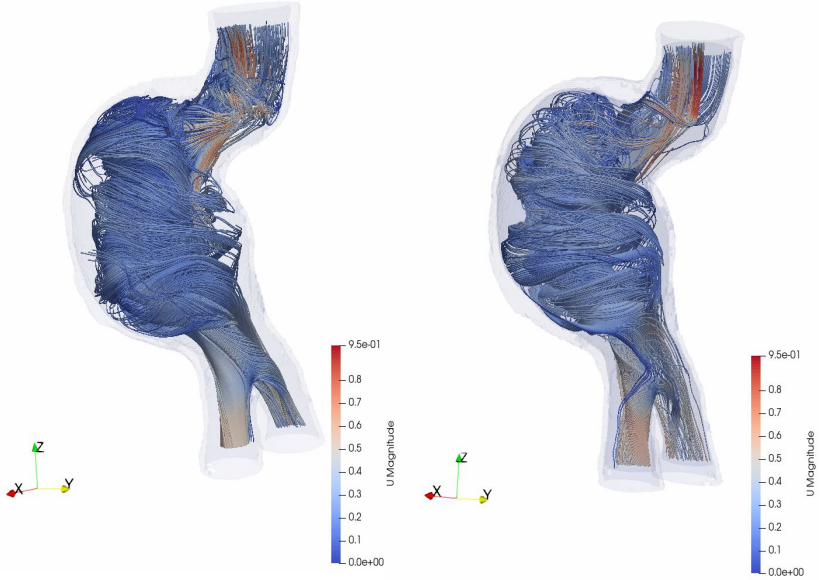


3 с

Aorta_156517_01 Aorta_156517_02 (1 год)



Изменение усредненного по сердечному циклу распределения WSS и отложение тромботических масс с ростом аневризмы



Изменение линий тока и отложение тромботических масс с ростом аневризмы

Заключение

- Для построения предиктивных моделей роста ААА, помимо большого количества медицинских данных, необходима автоматизация персонализированного моделирования гемодинамики.
- Разработан фреймворк, развернутый на вычислительном кластере, который позволяет автоматически считать нестационарную гемодинамику по входным КТ изображениям и данным допплерографии.