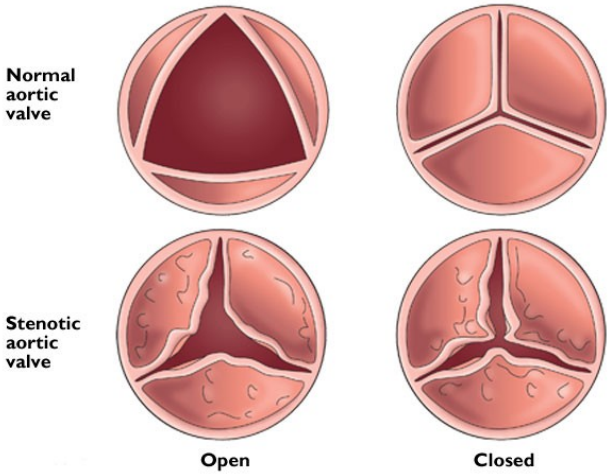
Пациент-ориентированная модель закрытия аортального клапана

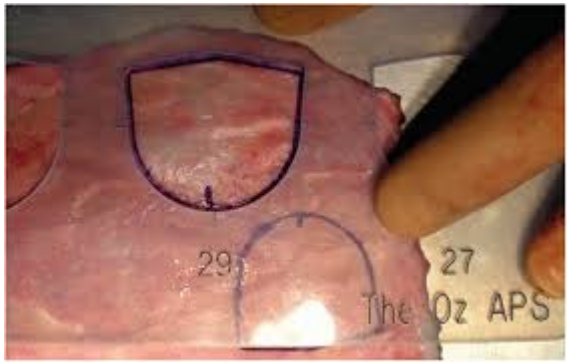
Авторы:
Легкий Алексей[1]
Саламатова Виктория[1,2]

[1] МФТИ, Институтский пер. 9
[2] Сеченовский университет, ул. Трубецкая 8

7 ноября 2018

Операция по замене аортального клапана





Цель работы

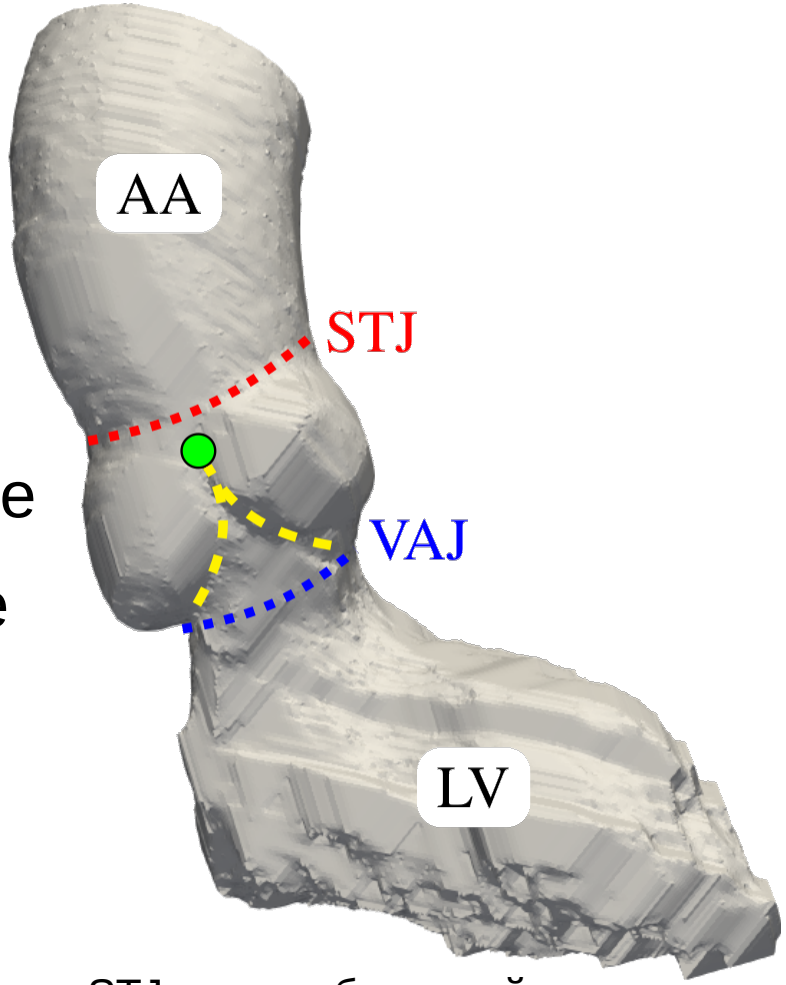
- Разработать технологию для оценки зоны коаптации (смыкания) реконструированного аортального клапана

Модель масс и пружин

- Простота реализации
- Очень высокая скорость вычислений
- Невысокая точность результатов

Описание входных данных

- Ориентированные триангулированные поверхности лепестков клапана и аорты
- Линии крепления клапана на аорте
- Диастолическое давление в аорте
- Параметры жёсткости лепестков

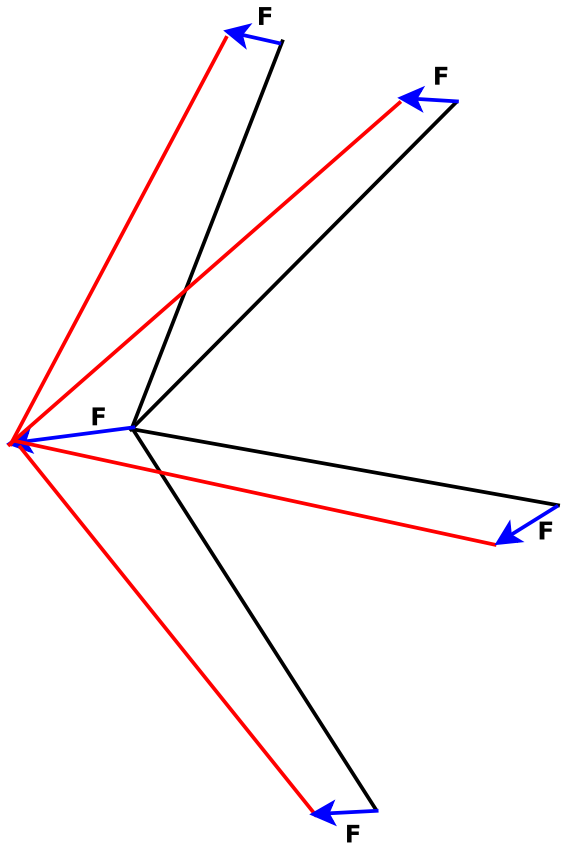


AA — восходящая аорта, STJ - синотубулярный переход,
VAJ - вентрикуло-аортальный переход,
LV - часть левого желудочка, зелёная точка — точка комиссуры, жёлтая линия — линия пришивания клапана

Описание расчётной схемы (начало)

- Вычисляем силы, действующие на узел (массу)
- Делаем сдвиг узлов вдоль вектора направления силы
- Повторяем процесс

$$\vec{F}_i^{res} \equiv \vec{F}_i^{p} + \vec{F}_i^{s} + \vec{F}_i^{c}$$



Чёрные линии — текущее положение, синие вектора — направление действия силы в узле, красные линии — положение в последующий момент

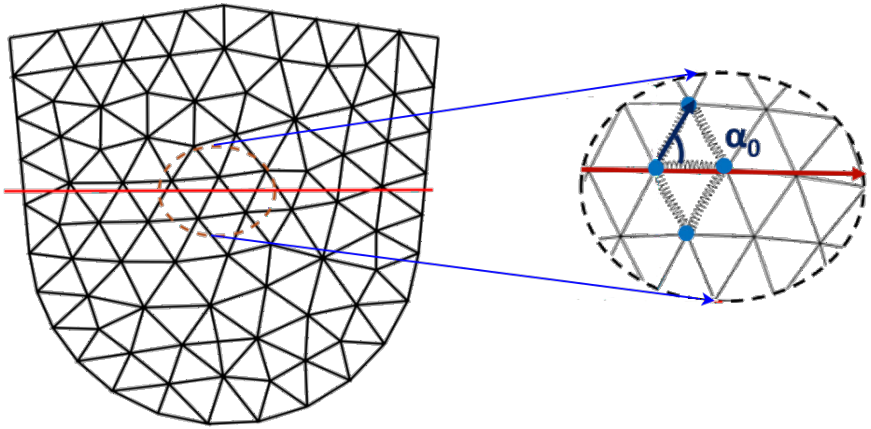
Описание схемы (сила упругости)

$$\mathbf{F}_i^{s_{ij}} = k_{ij}\left(\left\|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i\right\| - l_0^{s_{ij}}\right)\frac{\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i}{\left\|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i\right\|}, \quad k_{ij} = \frac{E(\varepsilon, \alpha_0) h \sum_s A_s}{(l_0^{s_{ij}})^2} \qquad \mathbf{F}_i^s = \sum_j \mathbf{F}_i^{s_{ij}}$$

- сила, действующая на i-ый узел со стороны пружины, соединяющей i-ый и j-ый узлы

Случай изотропии: $E(\varepsilon, \alpha_0) = E_{iso}(\varepsilon)$

Случай анизотропии: $E(\varepsilon, \alpha_0) = \sqrt{E_f^2(\varepsilon)\sin^2\alpha_0 + E_{cf}^2(\varepsilon)\cos^2\alpha_0}$



Hammer, P. E., Sacks, M. S., Pedro, J., Howe, R. D.: Mass-spring model for simulation of heart valve tissue mechanical behavior. Ann Biomed Eng (2011) doi: 10.1007/s10439-011-0278-5

Описание схемы (сила давления)

$$\vec{F}_i^p = P\frac{\sum_i \vec{A}_i}{3}$$

где P — диастолическое давление, а в числителе дроби стоит суммарная площадь элементов при данной вершине

Описание схемы (сила реакции)

Критерий контакта: $d^e_{ij} \leq d^e$ $\quad$ $\mathrm{d}^\pi_{ij} \leq d^\pi$

где $d^e_{ij} = ||\vec{r}^n_i - \vec{r}^j_c||$ $\quad$ $\mathrm{d}^\pi_{ij} = (\vec{r}^{n+1,*}_i - \vec{r}^j_c, \vec{n}^j)$

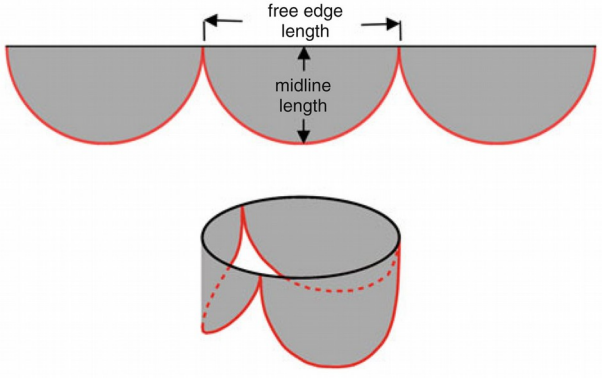
$$d^e = 1.1 \cdot \underset{e_j \in E}{average} \left(\max_{k=1,2,3} \left(\left| \left| \vec{r}^j_c - \vec{X}^j_k \right| \right| \right) \right)$$

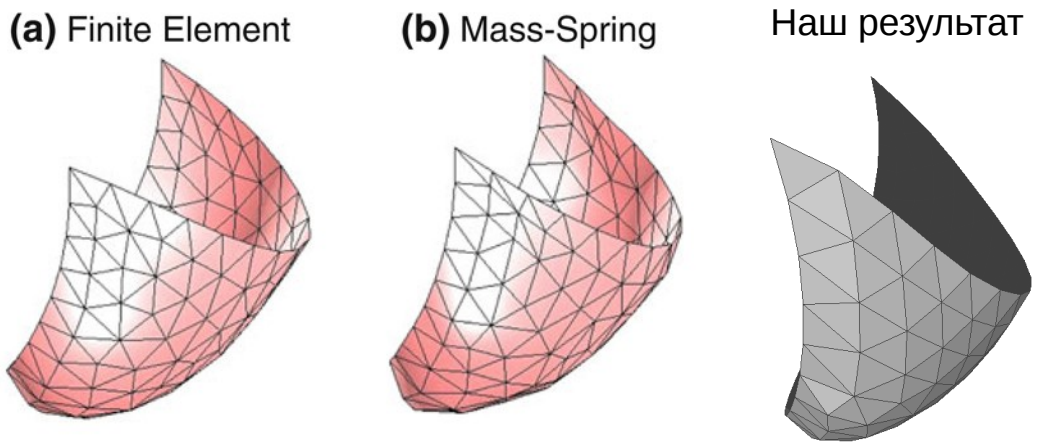
Контактная сила:

$$\vec{F}^c_{ij} = \begin{cases} ||\vec{F}_i|| \exp\left(-\dfrac{k_1 d^\pi_{ij}}{||\vec{F}_i||} \right) \cdot \vec{n}^j, & \text{if } d^\pi_{ij} > 0, \\ (||\vec{F}_i|| - k_2 d^\pi_{ij}) \cdot \vec{n}^j, & \text{if } d^\pi_{ij} \leq 0, \end{cases}$$

Pappalardo, O.A., Sturla, F., Onorati, F., Puppini, G., Selmi, M., Luciani, G.B., Faggian, G., Redaelli, A., Votta, E.: Mass-spring models for the simulation of mitral valve function: Looking for a trade-off between reliability and time-efficiency. Med Eng Phys. (2017) doi: 10.1016/j.medengphy.2017.07.001

Верификация модели (один лепесток)

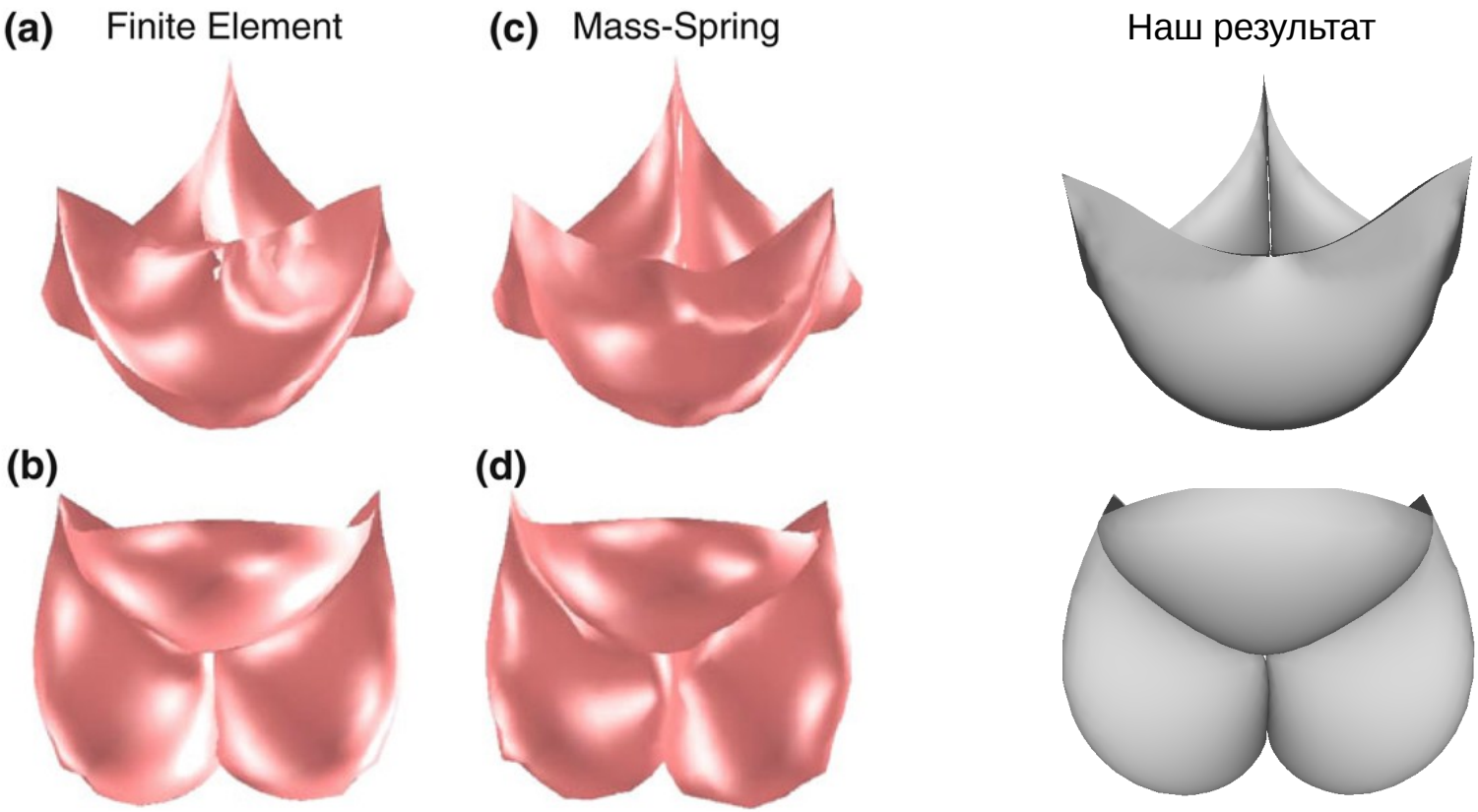




Длина свободной границы, мм	26.2 +/- 0.02	26.3 +/- 0.2	26.5 +/- 0.3

Hammer, P. E., Sacks, M. S., Pedro, J., Howe, R. D.: Mass-spring model for simulation of heart valve tissue mechanical behavior. Ann Biomed Eng (2011) doi: 10.1007/s10439-011-0278-5

Верификация модели (три лепестка)



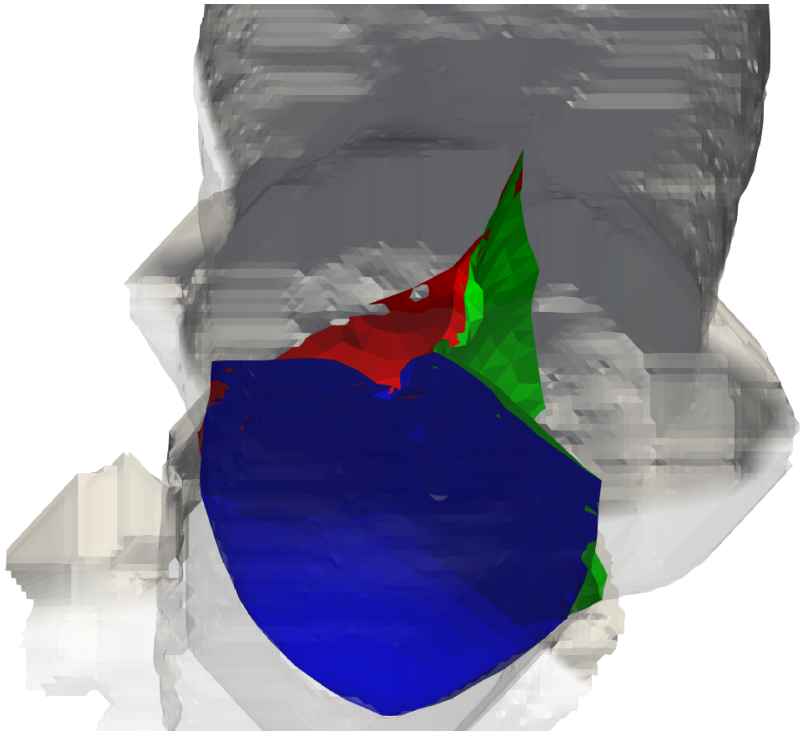
Hammer, P. E., Sacks, M. S., Pedro, J., Howe, R. D.: Mass-spring model for simulation of heart valve tissue mechanical behavior. Ann Biomed Eng (2011) doi: 10.1007/s10439-011-0278-5

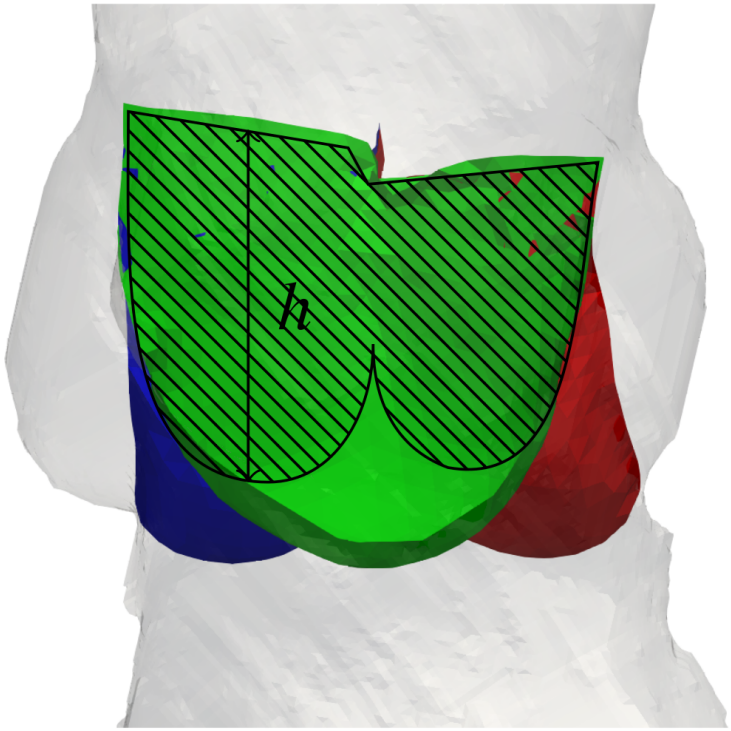
Результаты (начальные положения)

- Получены на данных реального пациента
- При расчётах использовалось 3 шаблона (a, b, c) лепестков
- Давление полагалось равным 80 мм рт. ст.
- Эффективный модуль Юнга приближался трёхступенчатой функцией

$$E(\varepsilon) = \begin{cases} E_1 & \text{if } \varepsilon \leq \lambda_1^* \\ E_2 & \text{if } \lambda_1^* < \varepsilon < \lambda_2^* \\ E_3 & \text{if } \varepsilon \geq \lambda_2^* \end{cases}$$

Пример конечного результата





Чувствительность к анизотропии

Таблица 1: Модули упругости человеческого перикарда полученные из экспериментальных данных

	E_1 (kPa)	E_2 (kPa)	E_3 (kPa)	λ_1^*	λ_2^*
Продольное направление	137	568	968	0.175	0.3
Поперечное направление	63	570	1400	0.175	0.3
Осреднённый случай изотропии	106	569	1200	0.175	0.3

Таблица 2: Значения высоты коаптации (мм) для трёх шаблонов и трёх направлений анизотропии ($\uparrow, \rightarrow, \nearrow$)– вертикального, горизонтального и диагонального соответственно

Шаблон	Изотропия	$\uparrow$	$\rightarrow$	$\nearrow$
a	14.3	14.3	14.2	14.2
b	16.4	16.2	16.3	16.6
c	16.8	16.2	17.0	16.9

Zigras, T. C. (2007): Biomechanics of Human Pericardium: A Comparative Study of Fresh and Fixed Tissue (Doctoral dissertation, McGill University).

Чувствительность к параметрам жёсткости

Таблица 3: Чувствительность высоты коаптации к модулям жёсткости E_1, E_2. Здесь материал рассматривался изотропным, использовался шаблон b. $E_3 = 1200$ кПа, $\lambda_1^* = 0.175$, $\lambda_2^* = 0.3$

E_1 (кПа)	E_2 (кПа)	высота коаптации (мм)
106	569	16.4
180	569	15.6
106	700	15.7
180	700	15.4
50	569	17.2
106	300	17.3
50	300	18.4

Zigras, T. C. (2007): Biomechanics of Human Pericardium: A Comparative Study of Fresh and Fixed Tissue (Doctoral dissertation, McGill University).

Скорость вычислений

Таблица 4: Время вычислений CPU. Здесь $E_1 = 106$ кПа, $E_2 = 569$ кПа, $E_3 = 1200$ кПа, $\lambda_1^* = 0.175$, $\lambda_2^* = 0.3$

Число элементов на лепесток	102	201	297	410	498	609	712	810	908	1007	1097	1198
Число узлов на лепесток	65	121	172	232	279	337	391	442	494	545	592	644
Время вычислений (сек)	4.2	6.6	9.5	12.4	14.9	18.2	20.1	22.6	25.2	27.4	32.2	34.2

Выводы

- Достигнута высокая скорость вычислений
- В условиях экспериментов влияние анизотропии на величину коаптации оказалось не велико
- Конечная величина коаптации моделирования используемым методом в основном определяется геометрией задачи

Ссылки и благодарности

Выражаем благодарность:
1) Данилову Александру за помощь в генерации сетей и решении возникающих технических задач
2) Роману Прямоносову за проведение сегментации КТ снимков

Ссылки на используемые в презентации материалы:

[1] Hammer, P. E., Sacks, M. S., Pedro, J., Howe, R. D.: Mass-spring model for simulation of heart valve tissue mechanical behavior. Ann Biomed Eng (2011) doi: 10.1007/s10439-011-0278-5

[2] Pappalardo, O.A., Sturla, F., Onorati, F., Puppini, G., Selmi, M., Luciani, G.B., Faggian, G., Redaelli, A., Votta, E.: Mass-spring models for the simulation of mitral valve function: Looking for a trade-off between reliability and time-efficiency. Med Eng Phys. (2017) doi: 10.1016/j.medengphy.2017.07.001

[3] Zigras, T. C. (2007): Biomechanics of Human Pericardium: A Comparative Study of Fresh and Fixed Tissue (Doctoral dissertation, McGill University).

[4] Advanced Numerical Instruments 2D, Lipnikov, K. and Vassilevski, Yu. and Danilov, A. and others. https://sourceforge.net/projects/ani2d