



УНИВЕРСИТЕТ ЛОБАЧЕВСКОГО

ИНСТИТУТ ИНФОРМАЦИОННЫХ  
ТЕХНОЛОГИЙ, МАТЕМАТИКИ И МЕХАНИКИ

# CardioModel - новый программный комплекс для моделирования электрофизиологии сердца

*В. Петров, С. Лебедев,  
А. Пирова, Е. Васильев,  
А. Никольский, В. Турлапов,  
И. Мееров, Г. Осипов*

Москва, 24 сентября 2018 г.

# Структура презентации

- ❑ Назначение и цикл применения
- ❑ Электрофизиологическая модель сердца
- ❑ Метод решения
- ❑ Результаты моделирования
- ❑ Результаты вычислительных экспериментов

*Работа выполнена в рамках Постановления Правительства РФ от 9 апреля 2010г. №218. Договор № 02.G25.31.0157 от 01 декабря 2015 г. между ООО «НИАГАРА КОМПЬЮТЕРС» и Министерством образования и науки Российской Федерации*

# Назначение

□ Программный модуль **«Кардио модель»** предназначен для численного моделирования электрофизиологии целого сердца

## □ Применение

- Обучающий тренажер для студентов-медиков (академия)
- Средство апробации воздействия на сердце различных химических и лекарственных препаратов (фармкомпания, исследования)
- Платформа для тестирования новых подходов и алгоритмов внешнего электрического воздействия на сердце (исследования)

# Цикл применения

## 1. Подготовка исходных данных:

- описание сердца в виде трехмерной сегментированной тетраэдрической сетки;
- параметры модели и методов расчета.

## 2. Суперкомпьютерный расчет:

- монодоменная, **бидоменная** модели сердца;
- биологически релевантные модели клеток;
- конечно-элементное моделирование;
- масштабируемый решатель.

## 3. Результаты расчета:

- Значения моделируемых величин, вычисленные в узлах сетки;

## Бидоменная модель

$$\left\{ \begin{array}{l} \chi \left( C_m \frac{\partial V}{\partial t} + I_{ion}(\mathbf{u}, V) \right) - \nabla \cdot (\sigma_m \nabla (V + \varphi_e)) = I_m^{st} \\ \nabla \cdot ((\sigma_m + \sigma_e) \nabla \varphi_e + \sigma_m \nabla V) = -I_m^{st} - I_e^{st} \\ \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = f(\mathbf{u}, V) \\ \text{ГУ: } n \cdot (\sigma_m \nabla (V + \varphi_e)) = 0; n \cdot (\sigma_e \nabla \varphi_e) = 0 \end{array} \right.$$

$V(x, y, z, t)$  – трансмембранное напряжение;

$\mathbf{u}(x, y, z, t)$  – вектор переменных, описывающих клетку ткани; число элементов определяется моделью клетки;

$\sigma_e, \sigma_m$  – клеточные тензоры проводимости;

$\chi$  – коэффициент отношения площади поверхности к объему;

$C_m$  – емкость мембраны на единицу площади;

$I_m^{st}, I_e^{st}$  – ток стимула внутри и вне клетки на единицу площади;

$\varphi_e$  – внеклеточный потенциал.

# Метод решения

**ШАГ 1. Интегрирование системы ОДУ на шаге  $\frac{\Delta t}{2}$  (Рунге-Кутта 4)**

$$\begin{cases} \frac{\partial V}{\partial t} = \frac{-I_{ion}}{C_m} V \\ \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = f(\mathbf{u}, V) \end{cases}$$

НУ: Значения функций после ШАГА 3

**ШАГ 3. Интегрирование системы ОДУ на шаге  $\frac{\Delta t}{2}$  (Рунге-Кутта 4)**

$$\begin{cases} \frac{\partial V}{\partial t} = \frac{-I_{ion}}{C_m} V \\ \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = f(\mathbf{u}, V) \end{cases}$$

НУ: Значения функций после ШАГА 2

**ШАГ 2. Интегрирование ДУВЧП на шаге  $\Delta t$  (МКЭ)**

**ШАГ 2.1 Найти диффузию**

$$\nabla \cdot (\sigma_m \nabla V)$$

**ШАГ 2.2 Найти суммарный ток**

$$I_{sum} = I_m^{st} + I_e^{st} + \nabla \cdot (\sigma_m \nabla V)$$

**ШАГ 2.3 Найти решение уравнения Пуассона**

$$\nabla \cdot ((\sigma_m + \sigma_e) \nabla \varphi_e) = -I_{sum}$$

**ШАГ 2.4 Найти диффузию**

$$\nabla \cdot (\sigma_m \nabla \varphi_e)$$

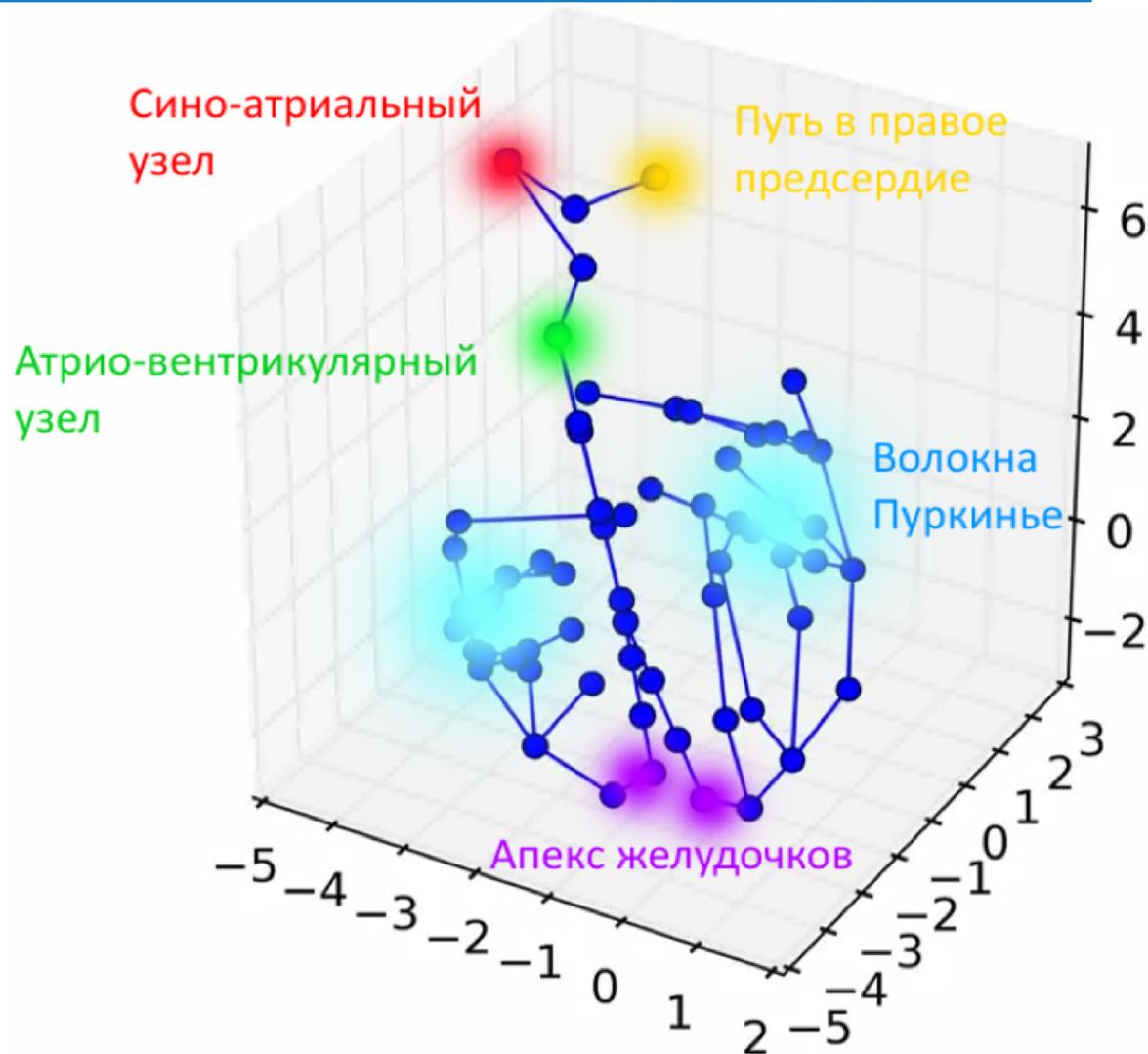
**ШАГ 2.5 Решение ОДУ**

$$\frac{\partial V}{\partial t} = \frac{\nabla \cdot (\sigma_m \nabla (V + \varphi_e)) + I_m^{st}}{\chi C_m}$$

# Проводящая система

**Проводящая система сердца** представляется графом, содержащим узлы следующих основных частей сердца:

- синусовый узел;
- АВ-узел;
- левая и правая ножки пучка Гиса;
- волокна Пуркинье.



# Проводящая система

- Узлы графа используют биологические модели клетки из репозитория CellML
- Узел имеет свой радиус  $R$  на соответствующую область сердца
- *Шаг 2.5* с учетом проводящей системы

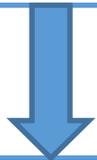
$$\frac{\partial V}{\partial t} = \frac{\nabla \cdot (\sigma_m \nabla (V + \varphi_e)) + I_m^{st} + I_{cs}}{\chi C_m},$$

где  $I_{cs} = D_{t-cs}(V_{cs} - V_t)$

# Метод решения. Параллельная схема

## ШАГ 0. Подготовка данных

- Разбиение сетки с использованием ParMetis
- Генерация матриц МКЭ



**ШАГ 1.** Каждый MPI процесс выполняет интегрирование системы ОДУ на шаге  $\frac{\Delta t}{2}$  (Рунге-Кутта 4) для принадлежащих ему вершин



**ШАГ 3.** Каждый MPI процесс выполняет интегрирование системы ОДУ на шаге  $\frac{\Delta t}{2}$  (Рунге-Кутта 4) для принадлежащих ему вершин



## ШАГ 2. Интегрирование ДУвЧП на шаге $\Delta t$ (МКЭ)

**ШАГ 2.1** Найти диффузию, параллельное решение разреженной СЛАУ итерационным методом

**ШАГ 2.2** Найти суммарный ток

**ШАГ 2.3** Найти решение уравнения Пуассона, параллельное решение разреженной СЛАУ итерационным методом

**ШАГ 2.4** Найти диффузию, параллельное решение разреженной СЛАУ

**ШАГ 2.5** Для вершин принадлежащих процессу найти

$$I_{cs} = D_{t-cs}(V_{cs} - V_t)$$

**ШАГ 2.6** Решение ОДУ на каждом MPI процессе

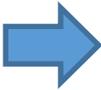
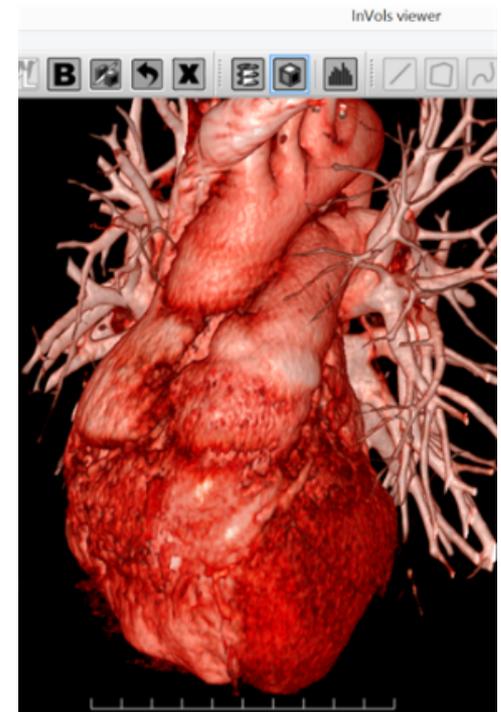
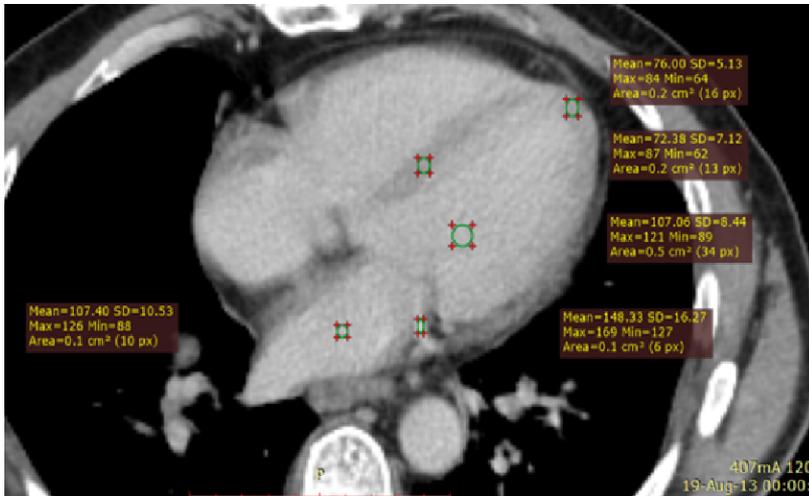


# Результаты моделирования. Построение сетки

**Реконструкция** персонифицированной сегментированной 3D-модели сердца

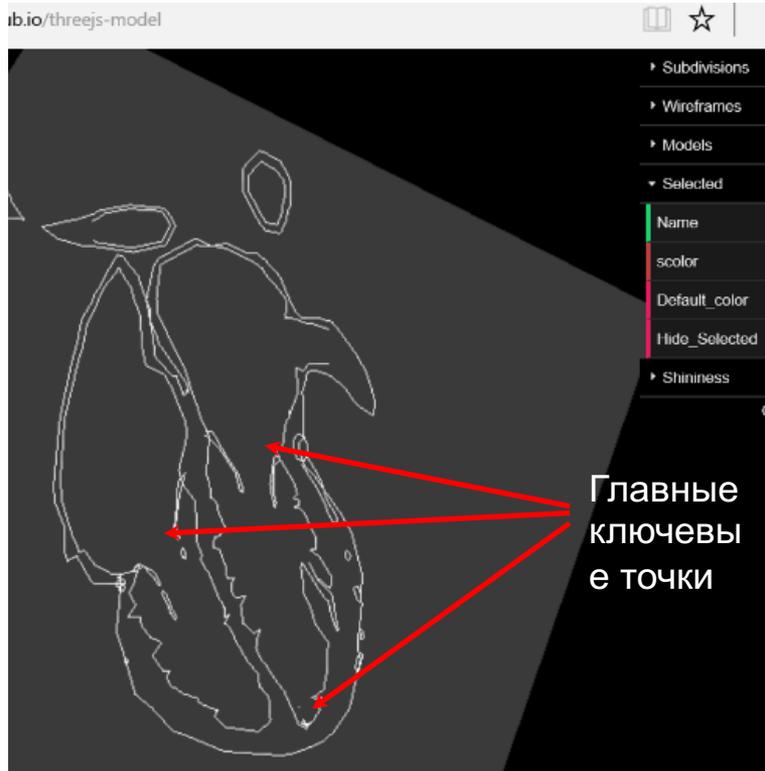
Исходные данные: Томограмма области сердца с контрастированием.

1. Визуальная реконструкция сердца

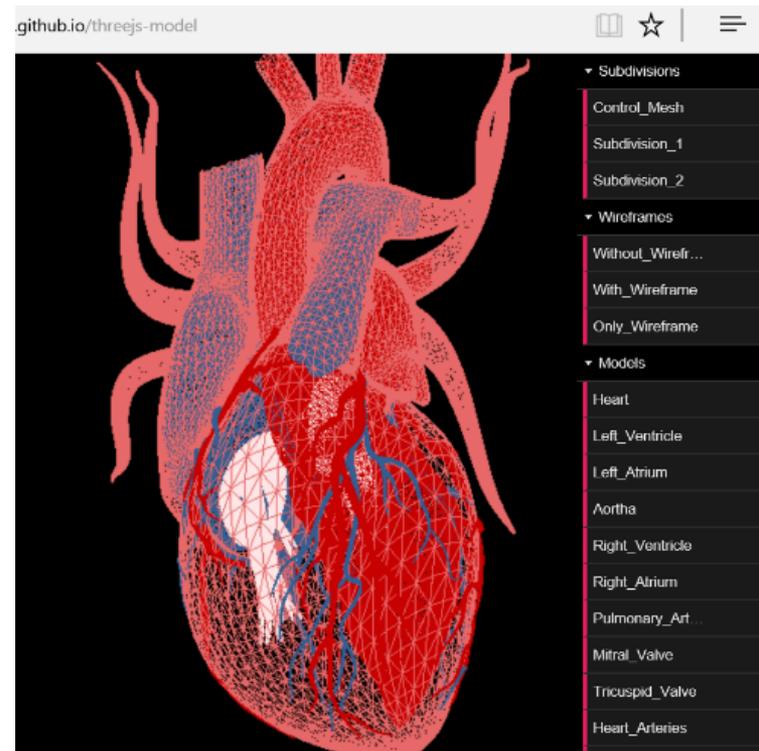


# Результаты моделирования. Построение сетки

2. Детектирование ключевых точек сердца по данным персональной томограммы пациента

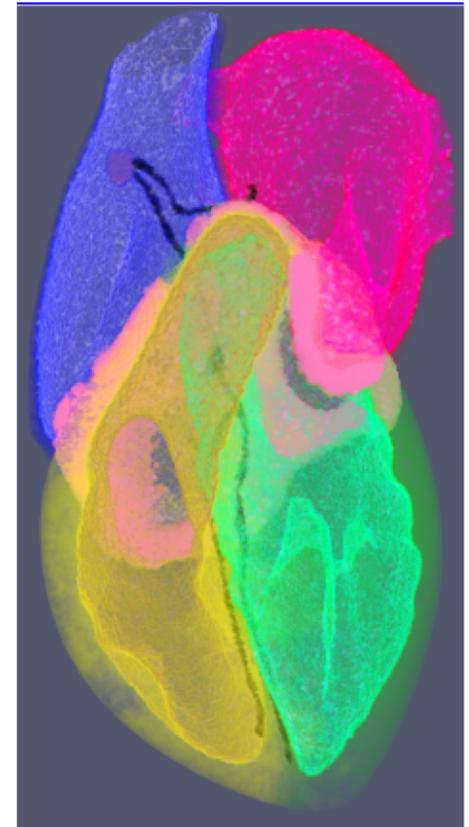
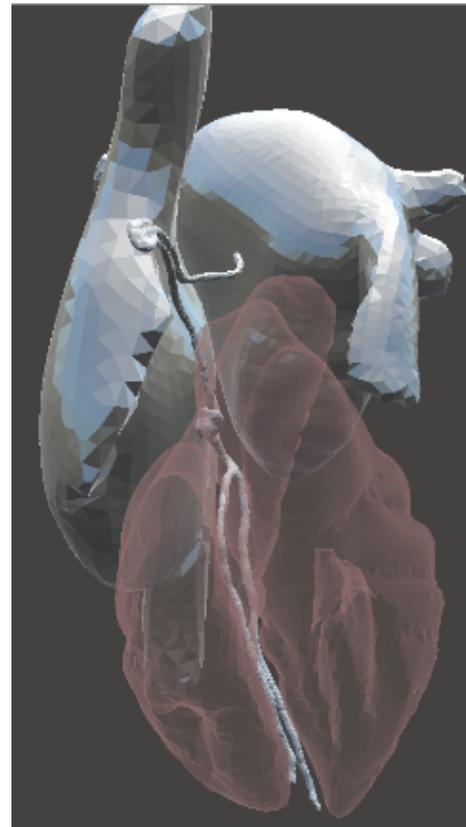
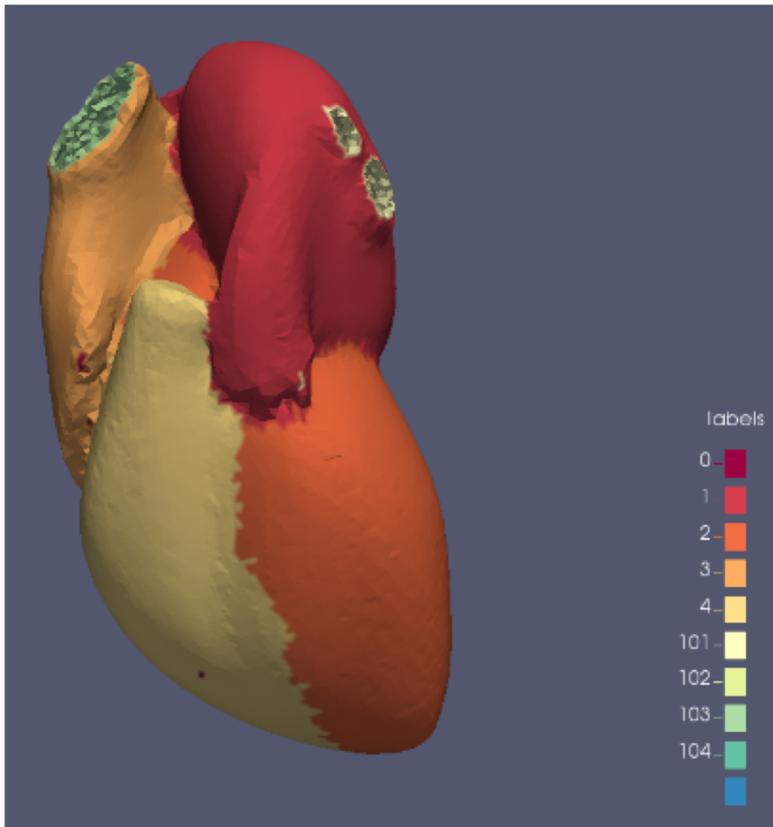


3. Персонализация анатомически сегментированной атлас-модели поверхностей сердца по ключевым точкам



# Результаты моделирования. Построение сетки

4. Построение персональной конечноэлементной сетки сердца путем параметрической коррекции анатомически сегментированной конечноэлементной сетки с проводящими путями



## **Суперкомпьютер ННГУ «Лобачевский»: 15 вычислительных узлов**

---

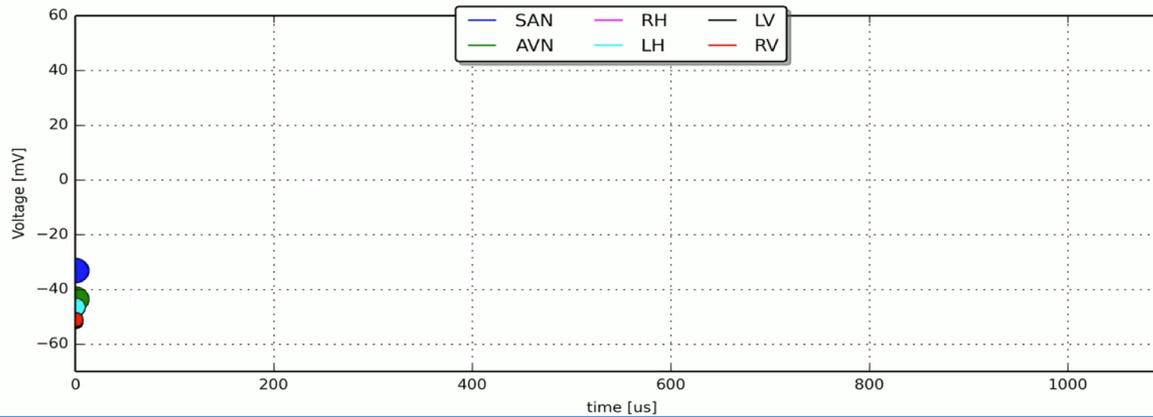
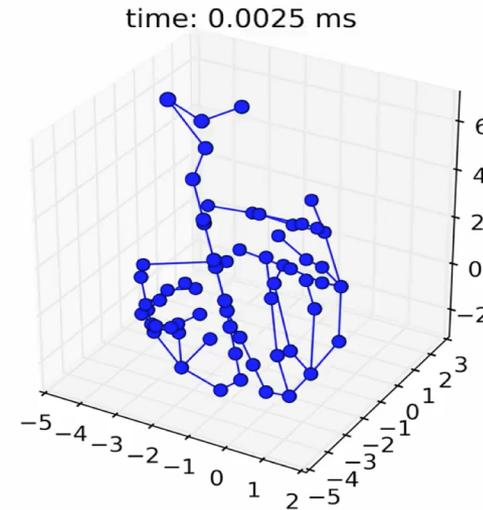
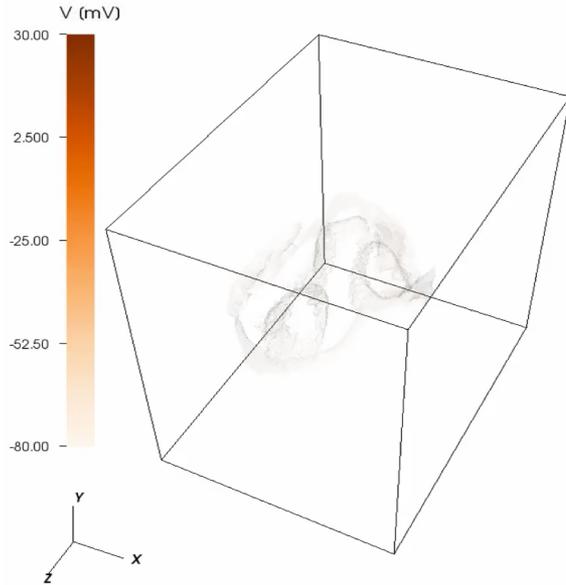
**Процессор** 2 x Intel Sandy Bridge E5-2660 2.2 GHz CPU (8 ядер)

**Основная память** 64 ГБ

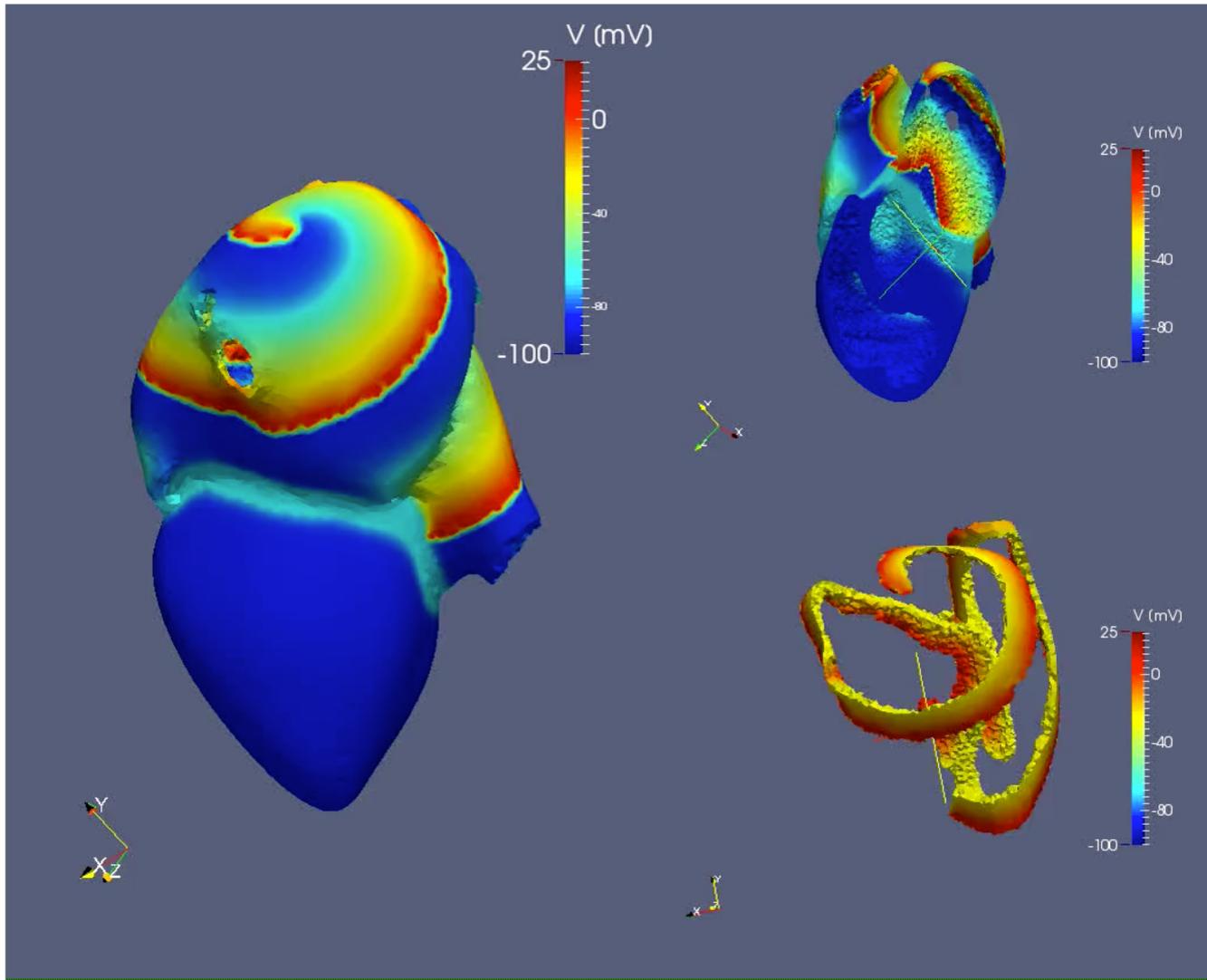
**ОС** Centos 7.2, Intel Parallel Studio 2017, PETSc 3.8, ParMetis 4.0.3

---

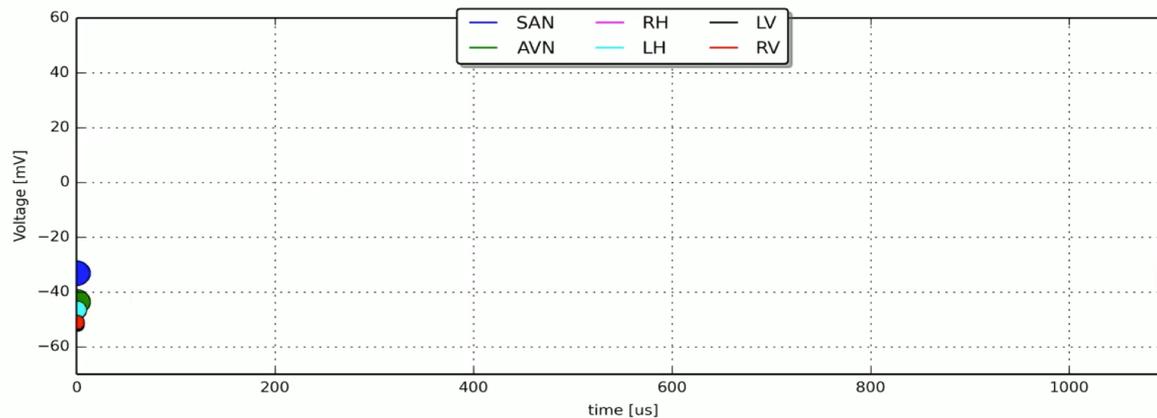
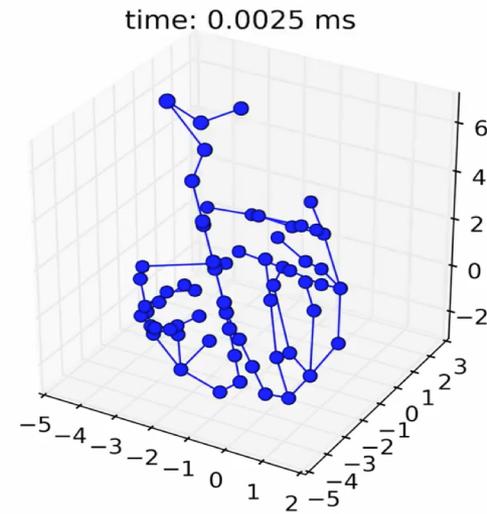
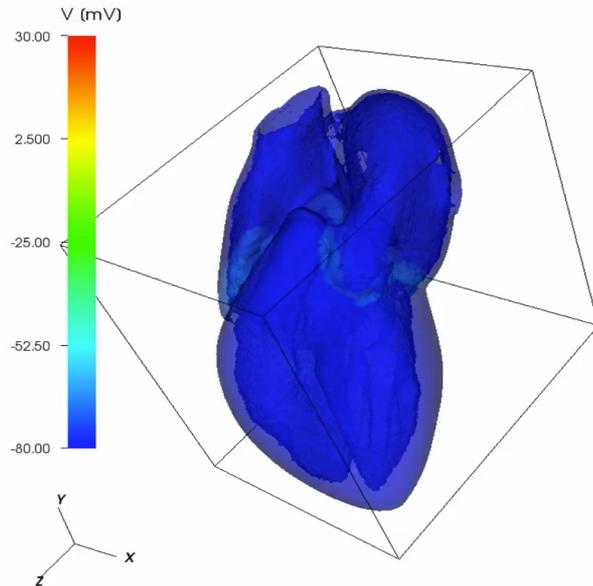
# Результаты моделирования. Нормальный режим работы сердца



# Результаты моделирования. Фибрилляция предсердий



# Результаты моделирования. Инфаркт



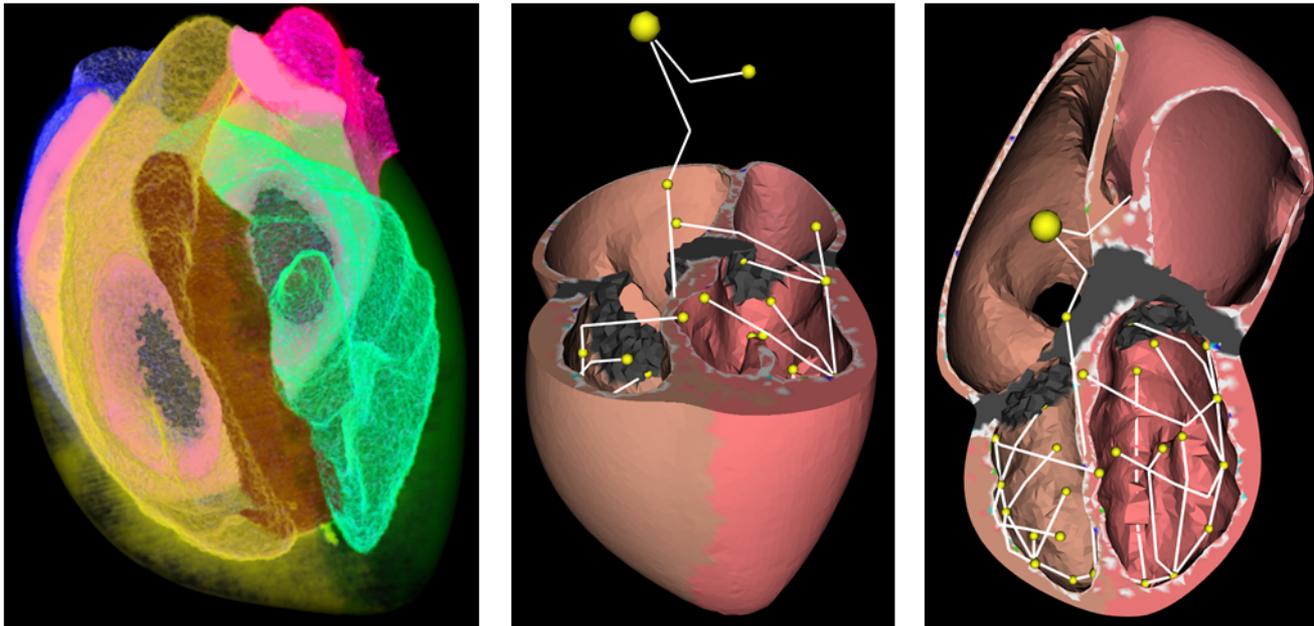
# Вычислительные эксперименты. Тестовая задача

## Тестовая задача:

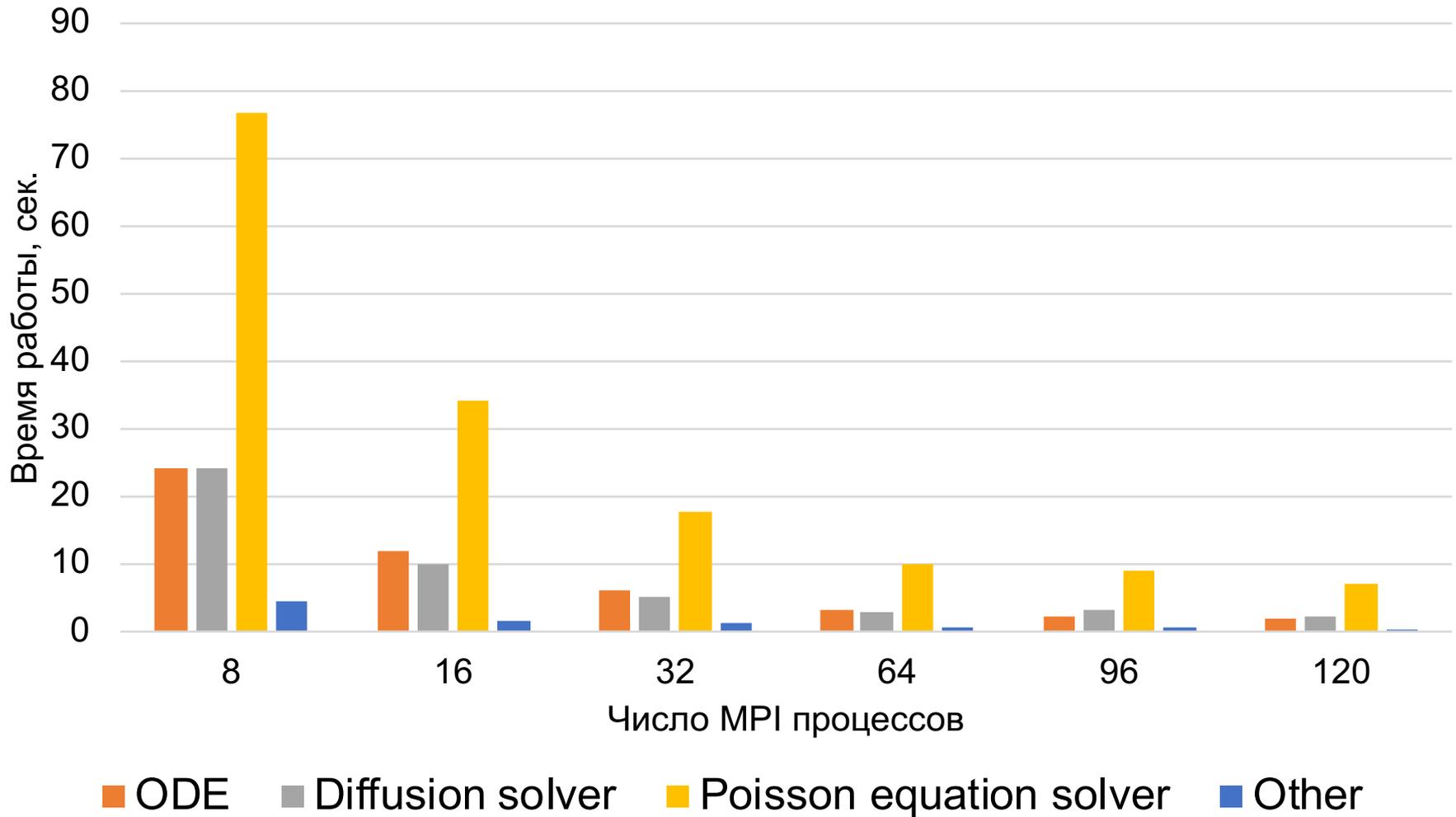
Сегментированное сердце человека

**998 151** вершин, **5 140 810** тетраэдров

Проводящая система представлена графом с **55** вершинами и **54** ребрами



# Вычислительные эксперименты. Тестовая задача



# Заключение

1. Моделирование электрофизиологии сердца
  - Персонализация по результатам анализа данных томографии
  - Бидоменная модель + проводящая система
  - Биологически релевантные модели клеток
  - Метод конечных элементов
2. Параллельный программный комплекс
  - Масштабируется по крайней мере до 120 процессов
  - Расширяется новыми моделями и методами расчета
3. Выполнено моделирование нескольких режимов работы сердца

Дальнейшие исследования: повышение производительности и масштабируемости (долгосрочная цель – расчеты в реальном времени)

**Спасибо за внимание!**