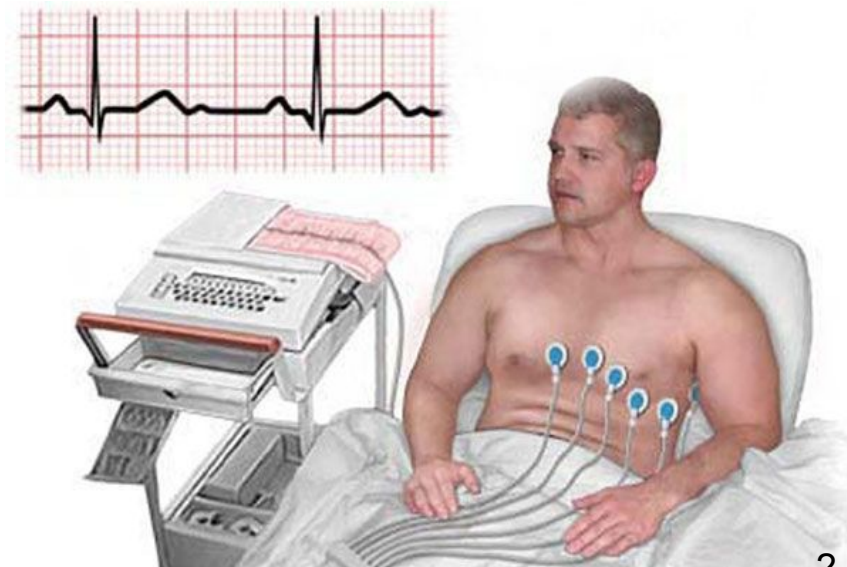
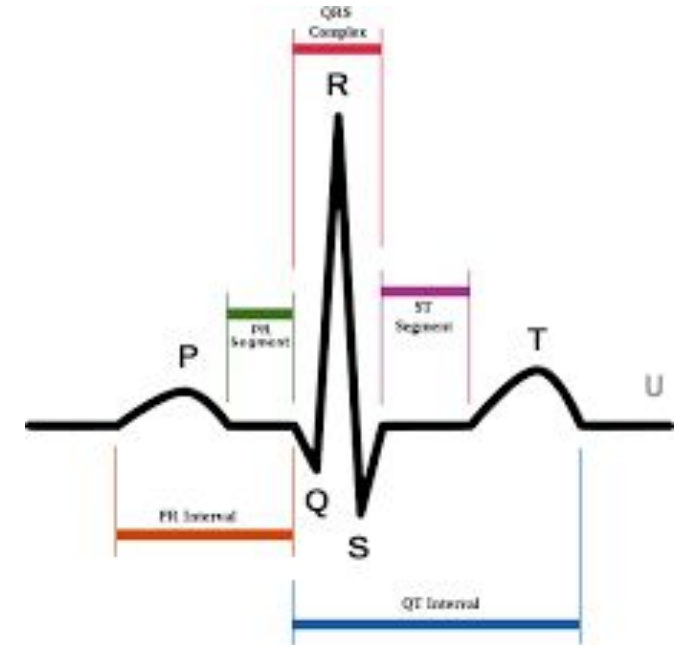


# Влияние утолщения стенки левого желудочка сердца на псевдо-ЭКГ

Докладчик: **Разумов Артем Андреевич**  
Уральский федеральный университет,  
Институт иммунологии и физиологии УрО РАН,  
Екатеринбург

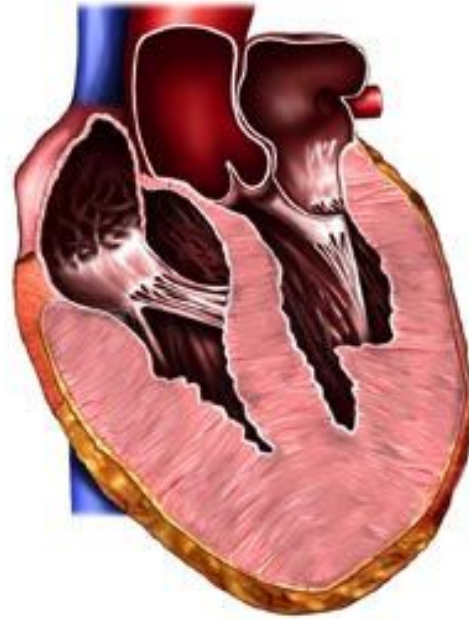
Электрокардиограмма (ЭКГ) - запись электрических потенциалов, возникающих в результате работы сердца. ЭКГ является неинвазивным и доступным методом, и потому широко используется для диагностики сердечных заболеваний.

Математическое моделирование является важным инструментом для получения новых знаний о работе сердца, таких как изучение аритмий, влияние неоднородностей и анизотропии миокарда и т.д.





Нормальное сердце  
(продольное сечение)



Гипертрофическая  
кардиомиопатия

## Актуальность:

- Точность диагностики ГКМП по существующим критериям для ЭКГ не превосходит 59%. Диагноз ставится только по эхокардиографии, которую невозможно делать массово.
- ГКМП: 285 000 выявленных случаев в РФ

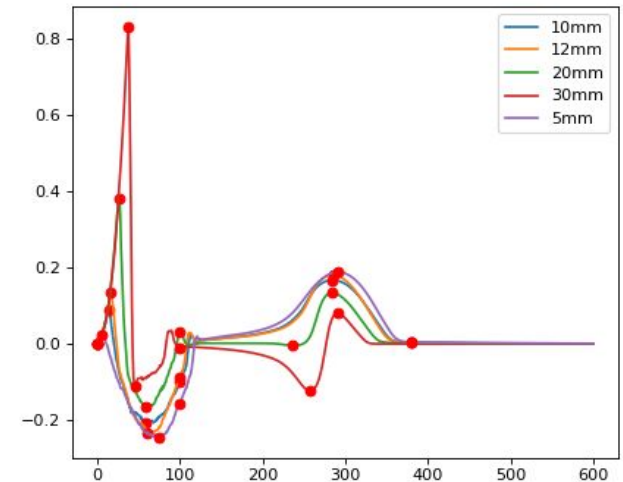
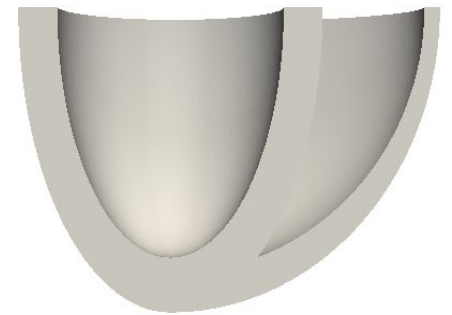
## Научная новизна:

- Реалистичные параметры геометрии миокарда (масса, объем камер, толщину стенки) из клинического руководства 2015 года.
- Бидоменная модель является наиболее правдоподобным способом моделирования электрофизиологии сердца из доступных на сегодняшний день. Работы аналогичные нашей использовали упрощенные подходы

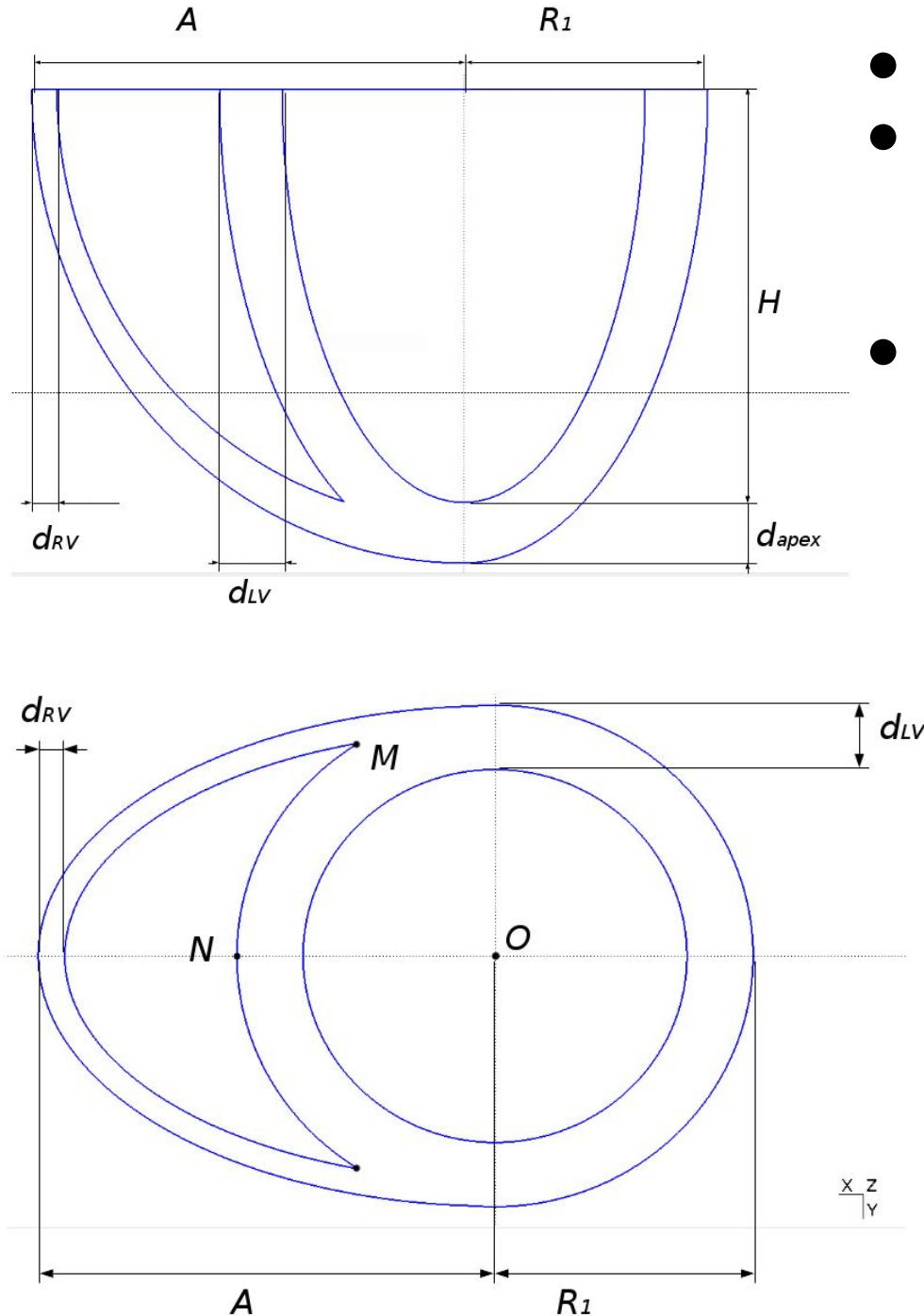
**Цель:** исследовать в вычислительных экспериментах влияние на электрокардиограмму изменений в объеме возбудимого миокарда при утолщении стенки левого желудочка

## Задачи:

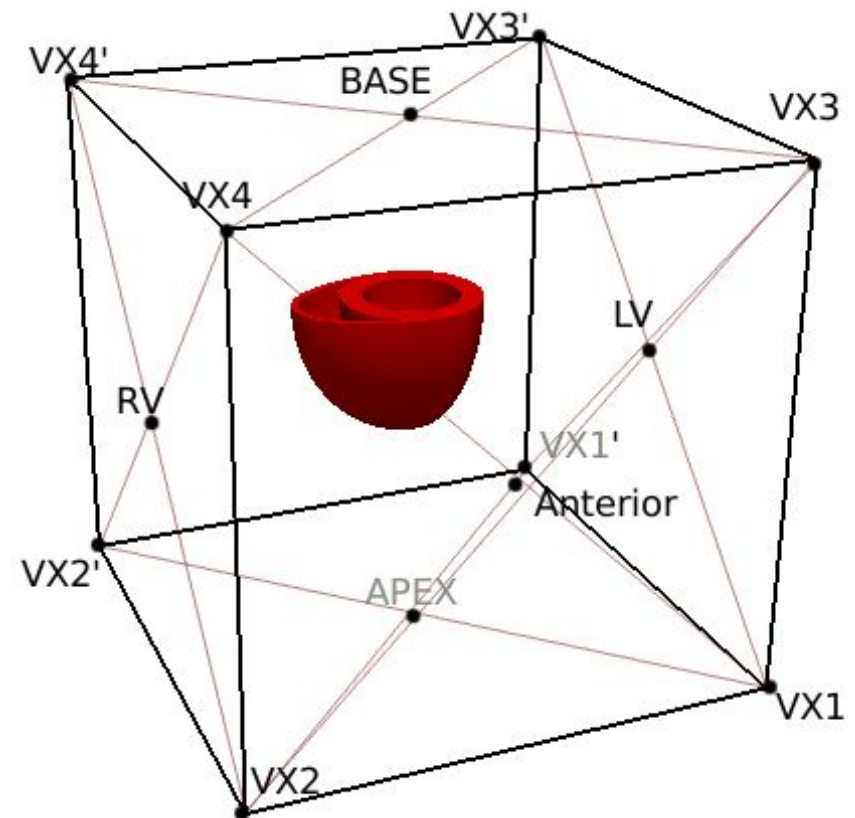
1. Разработать модель двух желудочков сердца с варьируемой геометрией, соответствующую литературным данным
2. Провести расчет псевдо-ЭКГ на серии моделей с различными патологиями и паттернами активации.
3. Исследовать влияние на ЭКГ:
  - а. паттерна активации
  - б. массы миокарда



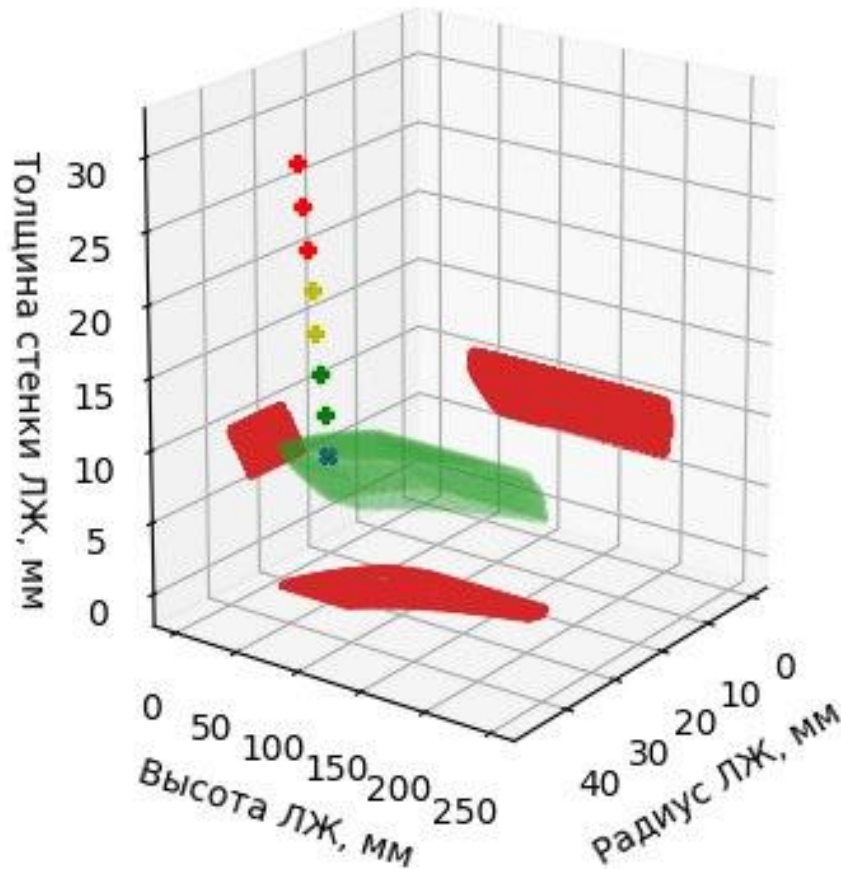
# Описание геометрической модели



- Два желудочка сердца.
- Основана на геометрических примитивах в виде полуэллипсов.
- Помещена в проводящую среду в виде куба.







Область значений параметров модели для нормального сердца. Точками показаны серии исследуемых моделей.

Диапазоны допустимых значений взяты из:

Lang R. M. et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. – European Heart Journal-Cardiovascular Imaging. – 2015. – Т. 16. – №. 3. – С. 233-271. (2015)

Соответствие модели статистическим данным определялось следующими параметрами:

1. масса миокарда
2. диаметр левого желудочка
3. толщина стенки левого желудочка
4. объем левого желудочка

# Модель электрофизиологии миокарда

Электрофизиология миокарда описывается **бидоменной моделью**, в которой электрические потенциалы в миокарде описываются уравнениями реакции-диффузии.

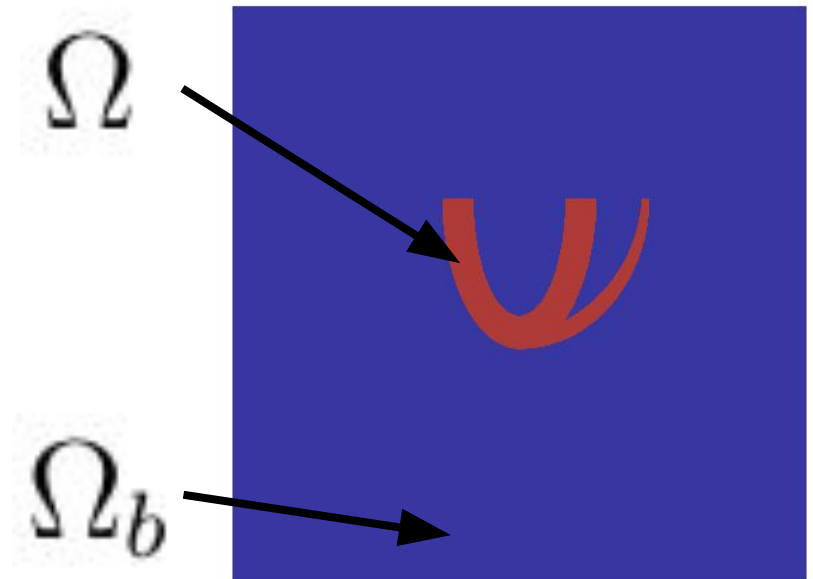
$$\begin{cases} \vec{\nabla} \cdot G_i (\vec{\nabla} V_m + \vec{\nabla} \phi_e) = \beta_m (C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + i_{\text{ion}} + i_{\text{app}}), & \text{in } \Omega \times (0, T] \\ \vec{\nabla} \cdot ((G_i + G_e) \vec{\nabla} \phi_e) = -\vec{\nabla} \cdot (G_i \vec{\nabla} V_m), & \text{in } \Omega \times (0, T] \\ \vec{\nabla} \cdot G_b \vec{\nabla} \phi_b = 0, & \text{in } \Omega_b \times (0, T] \\ V_m \stackrel{\text{def}}{=} \phi_i - \phi_e \end{cases}$$

Граничные условия:

$$\begin{cases} \vec{n} \cdot (G_b \vec{\nabla} \phi_b) = 0, & \text{on } \partial\Omega_b \times (0, T] \\ \vec{n} \cdot (G_i \vec{\nabla} \phi_i) = 0, & \text{on } \partial\Omega \times (0, T] \\ \vec{n} \cdot (G_e \vec{\nabla} \phi_e) = \vec{n} \cdot (G_b \vec{\nabla} \phi_b), & \text{on } \partial\Omega \times (0, T] \end{cases}$$

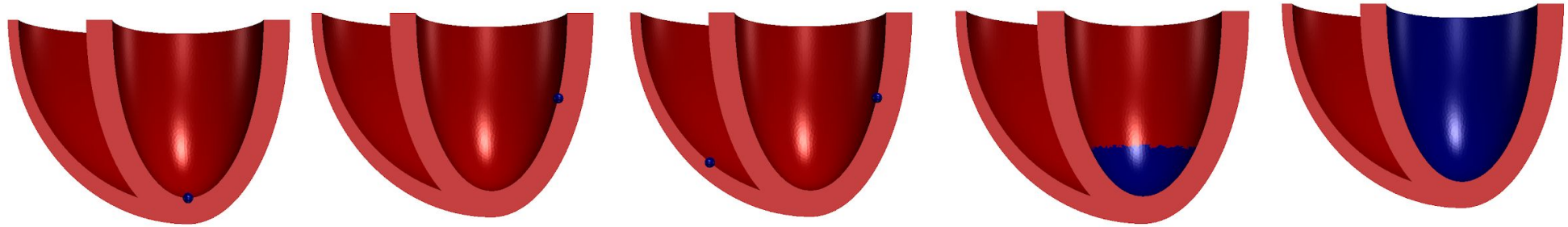
Условия активации:

$$\begin{cases} i_{\text{app}} = -50\text{мА}, & \text{in } \Omega_{\text{act}} \times (0, T_{\text{act}}] \\ T_{\text{act}} = 3\text{мс} \\ \Omega_{\text{act}} : \Omega_{\text{act}} \supseteq \Omega \end{cases}$$



Регионы модели

# Способы активации



(A) Точечная активация эндокарда верхушки

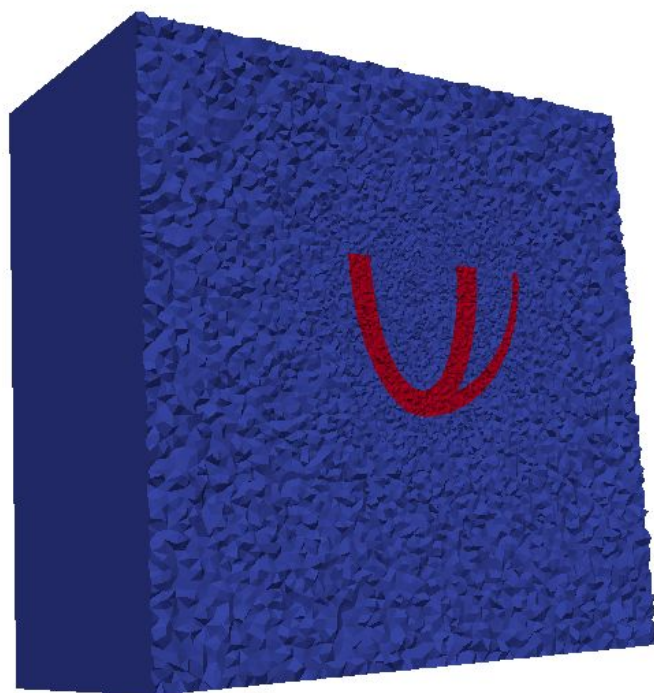
(B) Точечная активация эндокарда свободной стенки левого желудочка

(C) Двухточечная активация свободной стенки левого желудочка и эндокарда правого желудочка

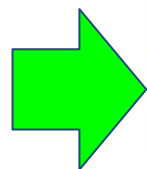
(S20) Активация поверхности эндокарда левого желудочка у верхушки

(S100) Активация всей поверхности эндокарда левого желудочка



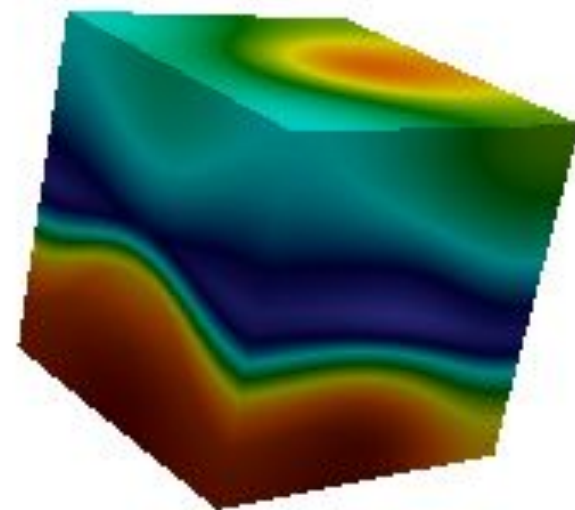
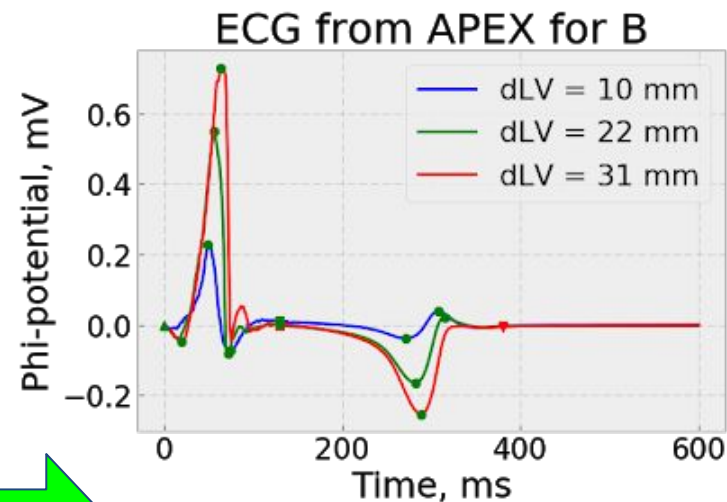
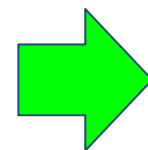


Построение  
тетраэдральной  
вычислительной  
сетки с помощью  
Ani3D и GMSH



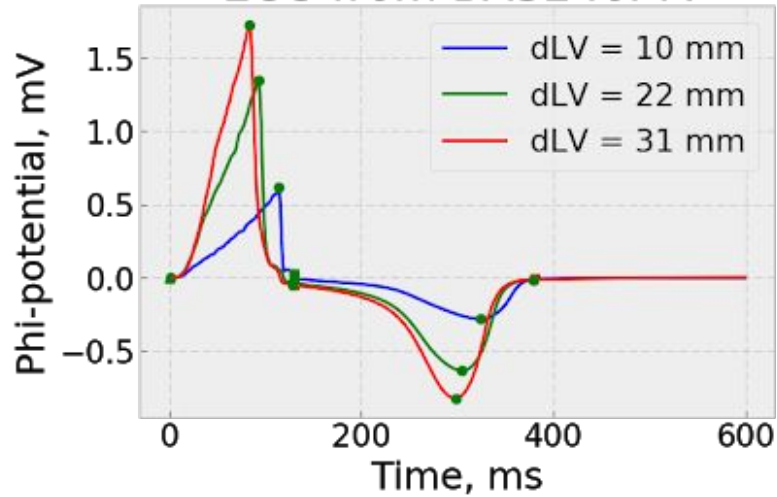
**Chaste**

Расчет  
электрофизиологии  
миокарда  
методом конечных  
элементов



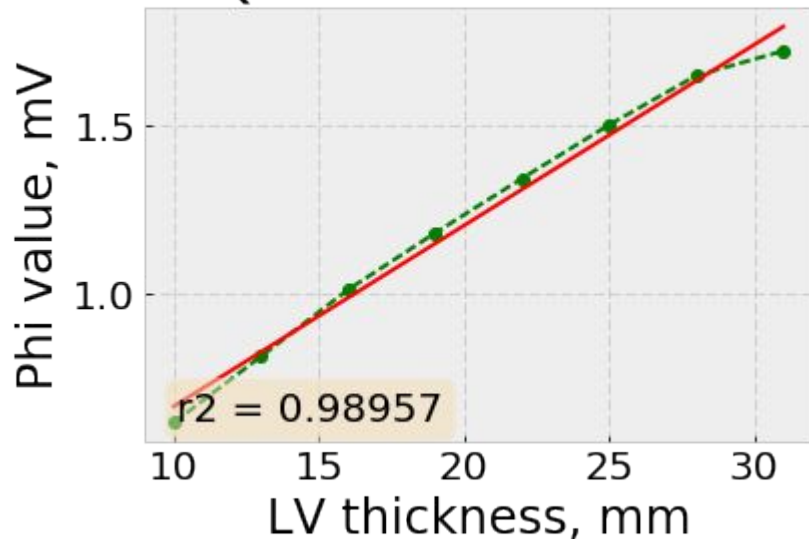
Анализ полученных  
результатов.

ECG from BASE for A



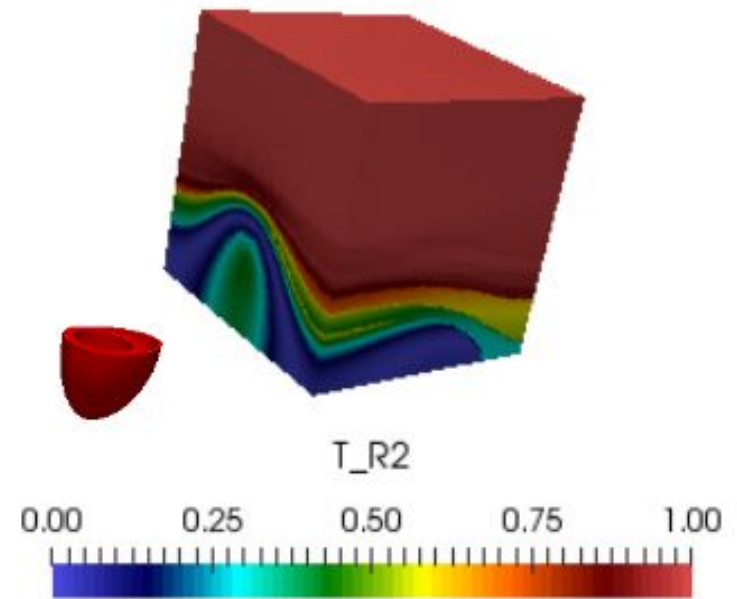
Сигналы псевдо-ЭКГ для моделей сердца с различной толщиной стенки

QRS for BASE lead

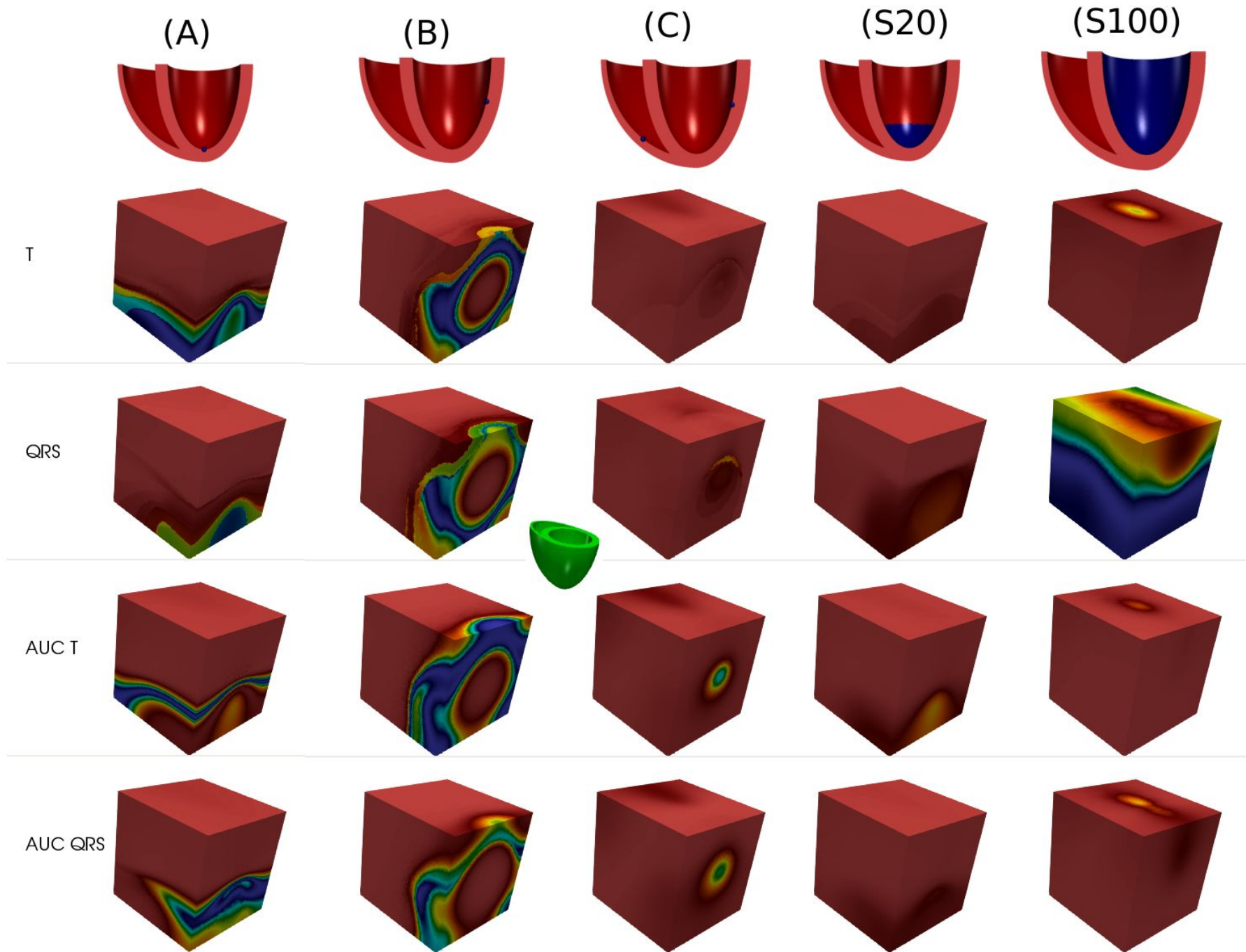


Зависимость площади под QRS-комплексом от толщины стенки ЛЖ

- Рассматриваемые параметры были приближены линейной моделью:
  - максимум QRS-комплекса
  - максимум Т-комплекса
  - площадь под QRS-комплексом
  - площадь под Т-комплексом
- Для каждой точки поверхности были построены карты параметров линейной модели  $y(x) = k * x + b$ : сдвиги  $b$ , наклоны  $k$  и  $R^2$

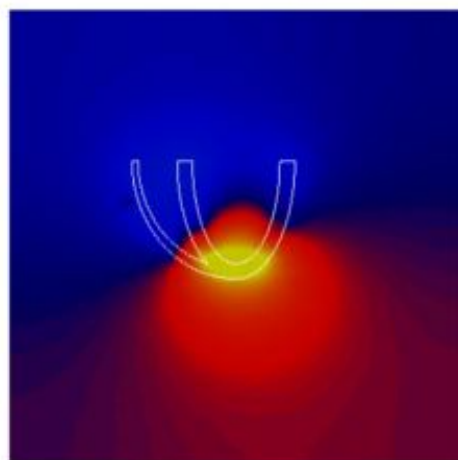


Пример карты  $R^2$  для зависимости амплитуды Т-волны от толщины стенки

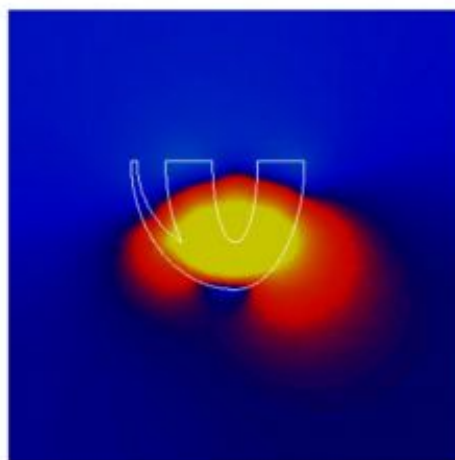




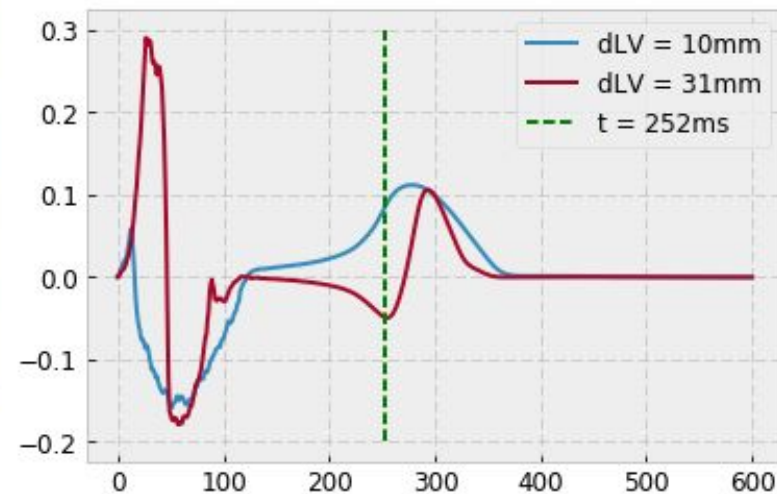
Активация (A)



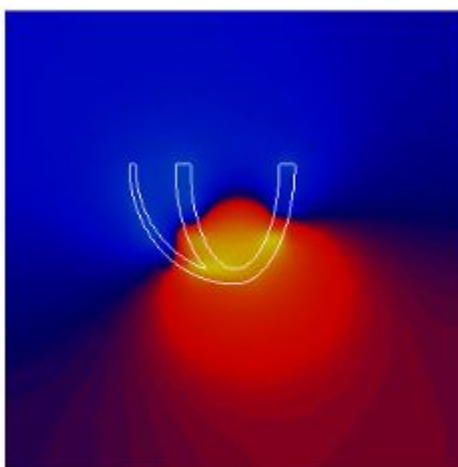
Time: 252 ms



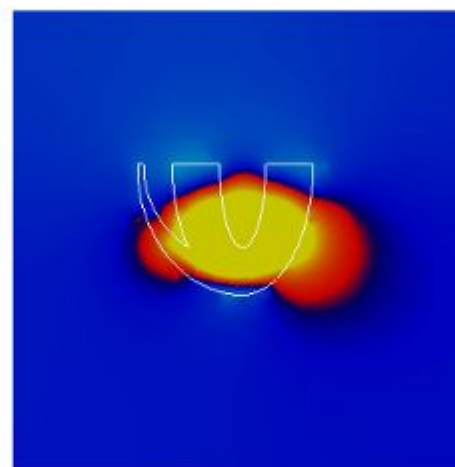
$\phi_e$ , mV



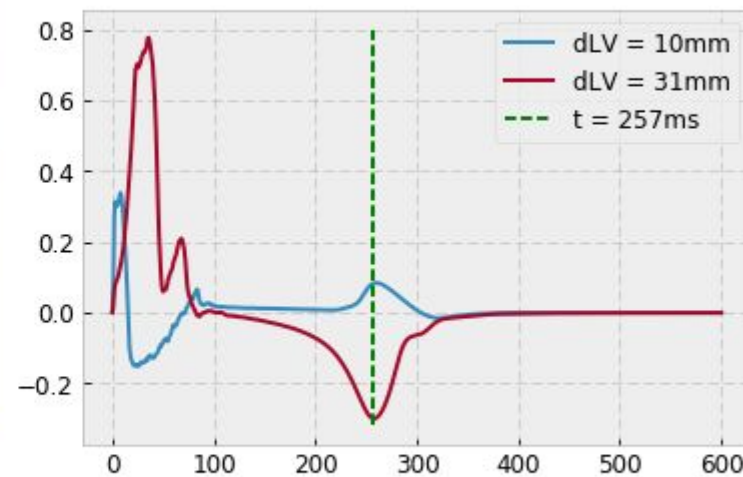
Активация (S20)

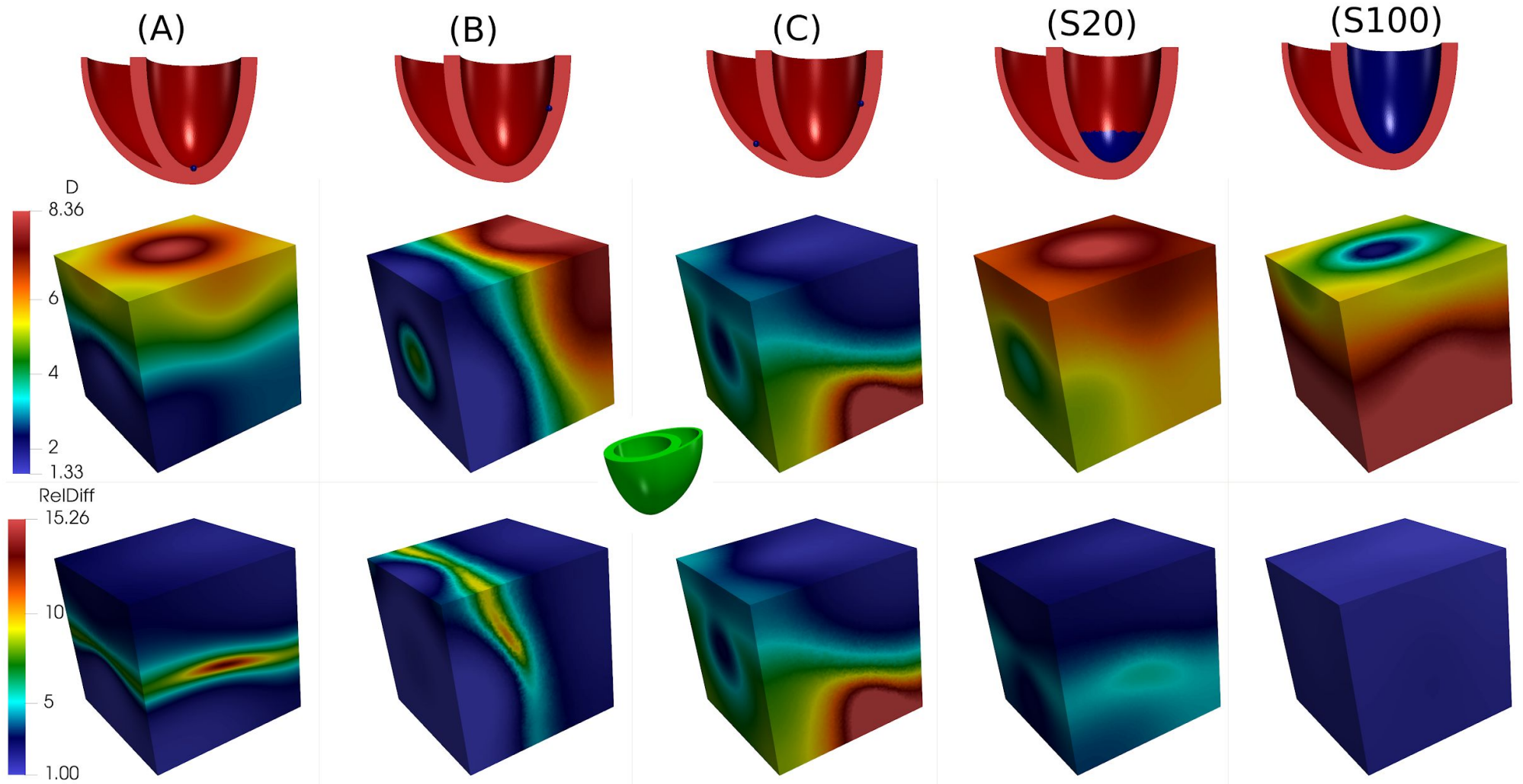


Time: 257 ms



$\phi_e$ , mV

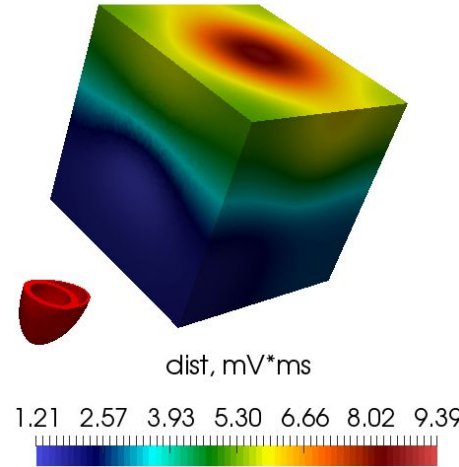
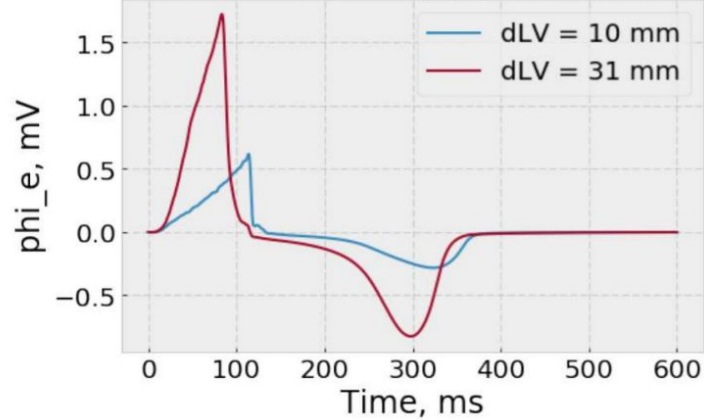




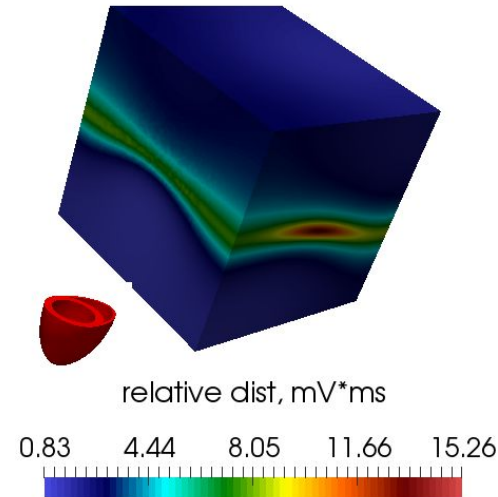
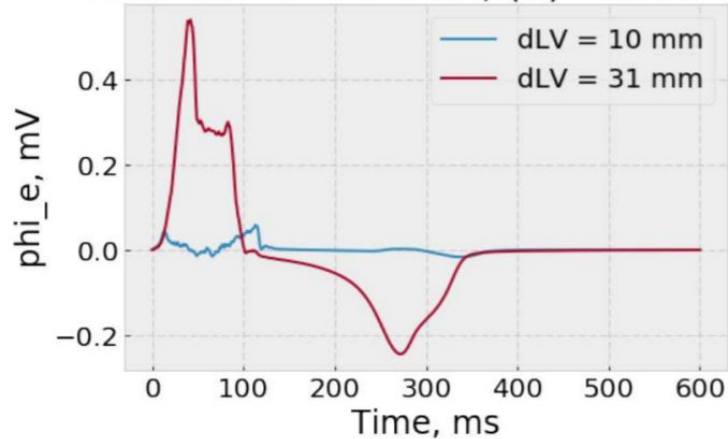
$$dist(x(t), y(t)) = \sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2} \quad dist_{rel}(x(t), y(t)) = \frac{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}}{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t))^2}}$$



ECG from BASE, (A) activation



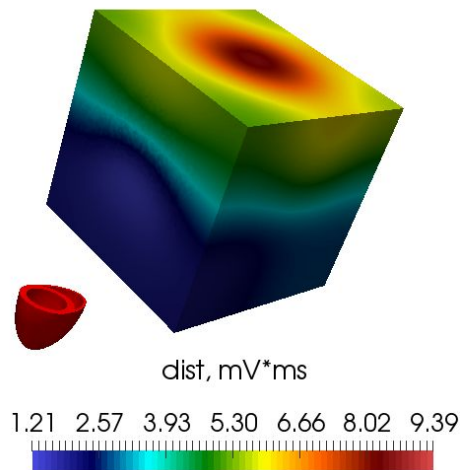
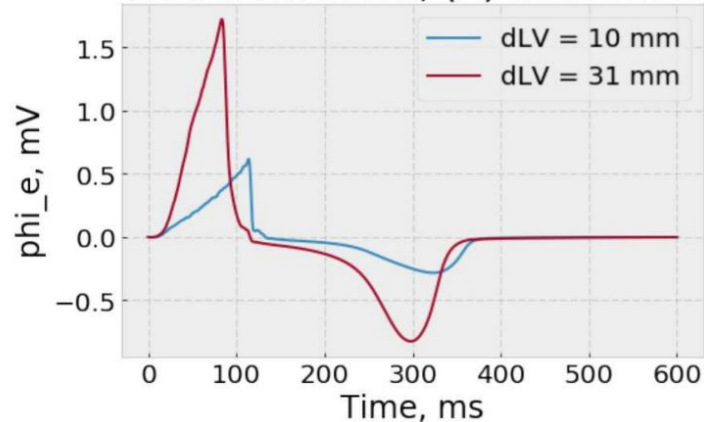
ECG from ANTERIOR, (A) activation



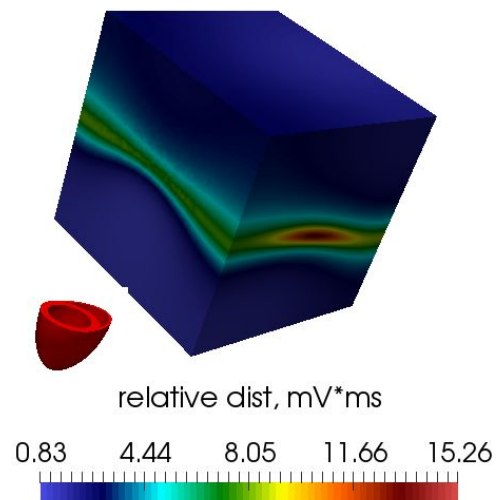
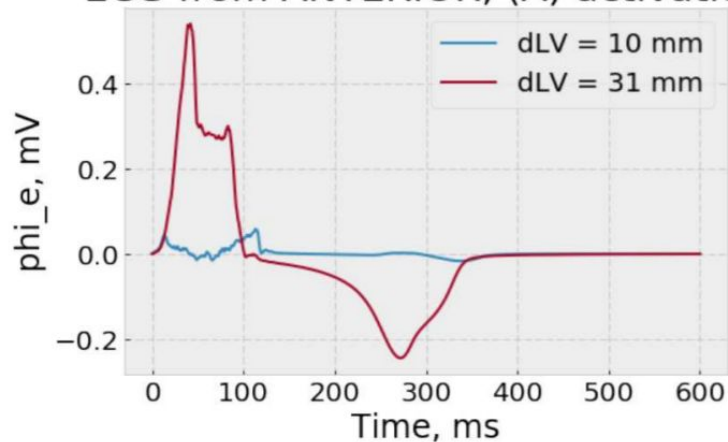
$$dist(x(t), y(t)) = \sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}$$

$$dist_{rel}(x(t), y(t)) = \frac{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}}{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t))^2}}$$

ECG from BASE, (A) activation



ECG from ANTERIOR, (A) activation



$$dist(x(t), y(t)) = \sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}$$

$$dist_{rel}(x(t), y(t)) = \frac{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}}{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t))^2}}$$

1. Обнаружена инверсия Т-волны при точечной активации по анатомическим причинам без изменений в свойствах миокарда
2. Исследуемые параметры ЭКГ имеют линейную зависимость от параметров миокарда желудочков на 80% поверхности объемного проводника. Однако на 20% процентов поверхности зависимость нелинейная, что “ломает” существующие критерии диагностики, основанные на амплитудах под QRS-комплексом (как в Sokolov-Lyon критерий)
3. Наибольшую чувствительность к изменению свойств миокарда показывает регион расположенный на поверхности объемного проводника противоположный точке активации миокарда. Наиболее выражена эта зависимость при активации из одной точки. Данный эффект может найти применение при разработке устройств сердечной ресинхронизирующей терапии и устройств суточного мониторинга ЭКГ (Холтер).

# Спасибо за внимание!

Работа поддержана грантом РФФИ  
(научный проект № 18-31-00401 мол\_а).

Расчеты выполнялись на суперкомпьютере Центра  
обработки данных УрФУ и суперкомпьютере “УРАН”  
Института математики и механики УрО РАН.

**Выражаю благодарность  
моим руководителям:**

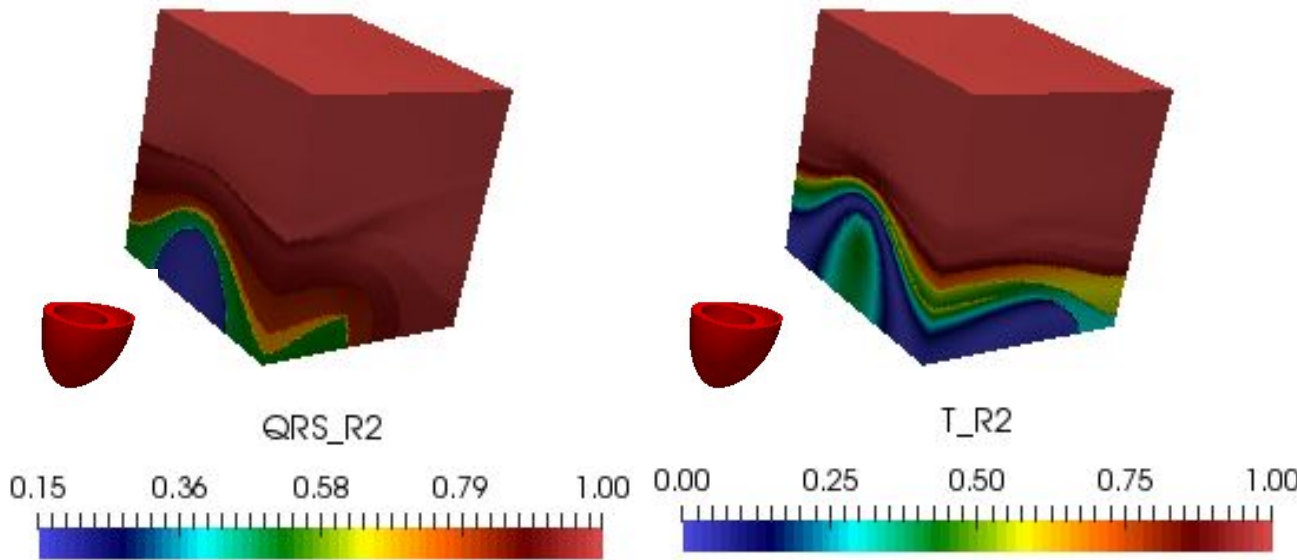
Ушенину К.С.  
Соловьевой О.Э.

**Контакты для связи:**

Email: [airplaneless@yandex.ru](mailto:airplaneless@yandex.ru)

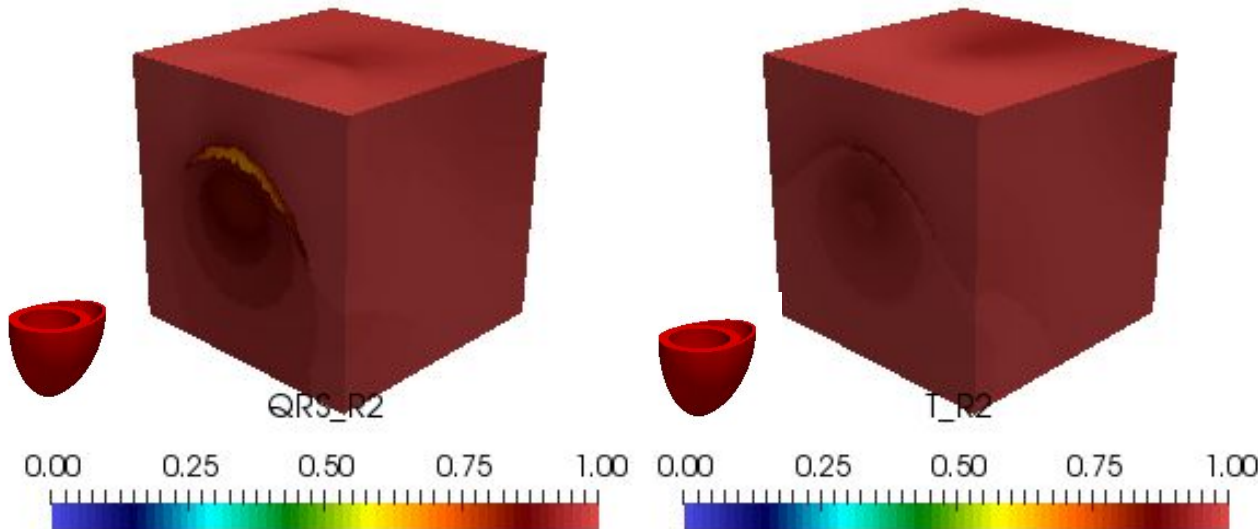


Точечная активация  
эндокарда верхаушки



Для точечной активации параметры псевдо-ЭКГ только на верхней половине поверхности линейно зависят от толщины стенки и соответственно массы миокарда.

Двухточечная активация

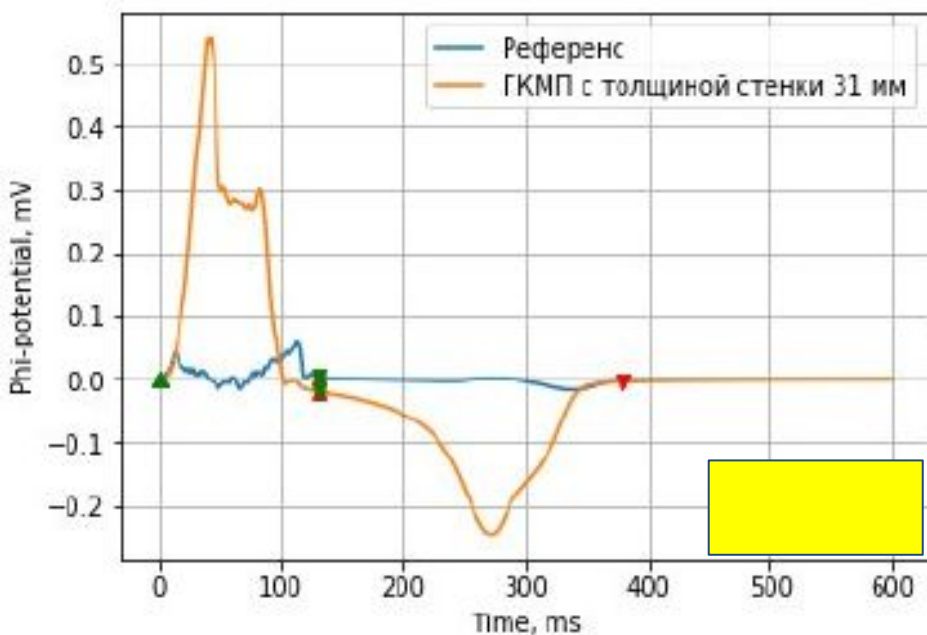
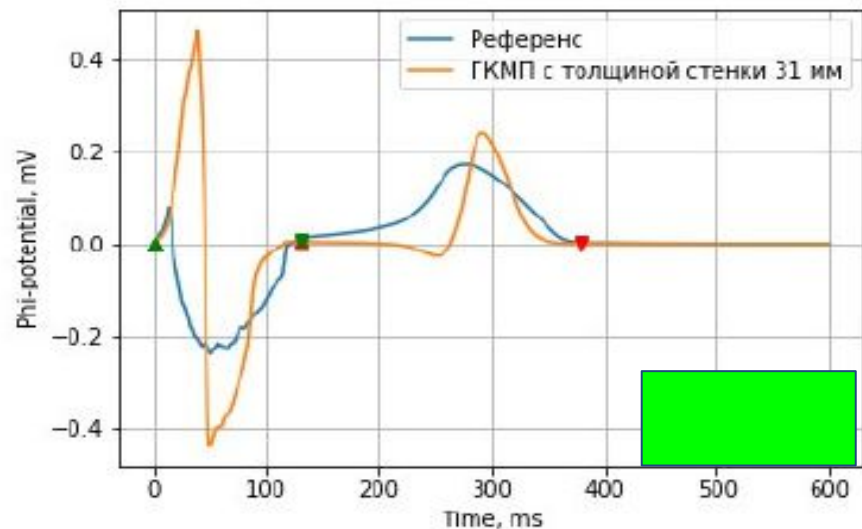


Для двухточечной и поверхностной активации более чем из одной точки практически для всей поверхности амплитуды и площади QRS- и Т-комплексов линейно зависят от толщины стенки.

Карты  $R^2$  для различных паттернах активации.

Слева снизу показано ориентация сердца в проводнике

# Евклидово расстояние между сигналами

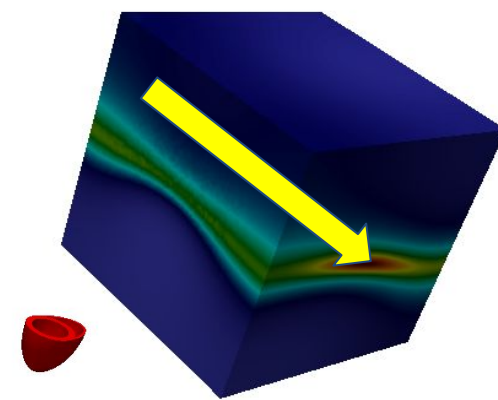
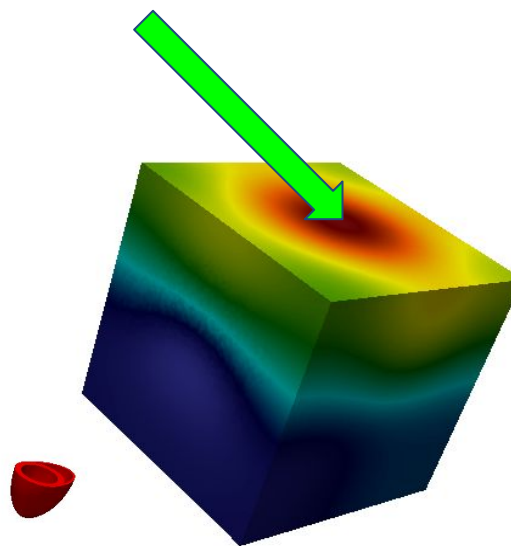


Псевдо-ЭКГ для модели сердца с  
толщиной стенки левого желудочка  
10мм и 31мм.

Также были построены карты  
расстояний и относительных расстояний  
между сигналами:

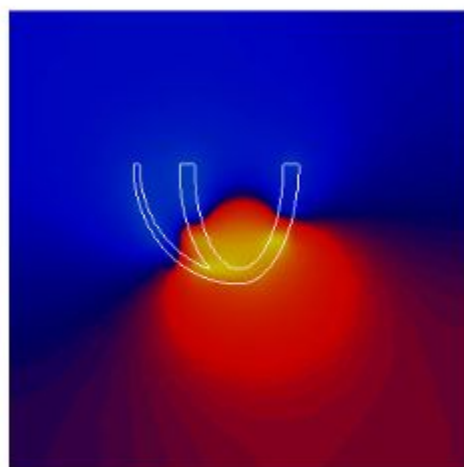
$$dist(x(t), y(t)) = \sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}$$

$$dist_{rel}(x(t), y(t)) = \frac{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t) - y(t))^2}}{\sqrt{\sum_{t=0}^T (x(t))^2}}$$

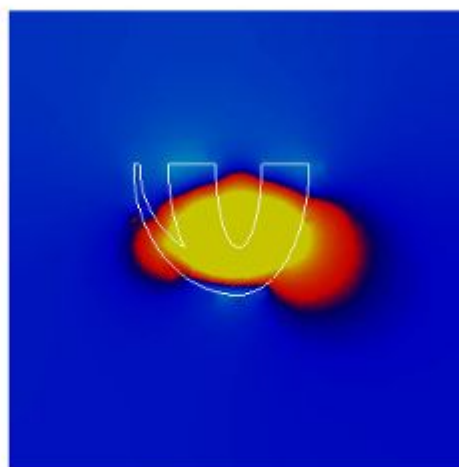


1.21 2.57 3.93 5.30 6.66 8.02 9.39 0.83 4.44 8.05 11.66 19.26

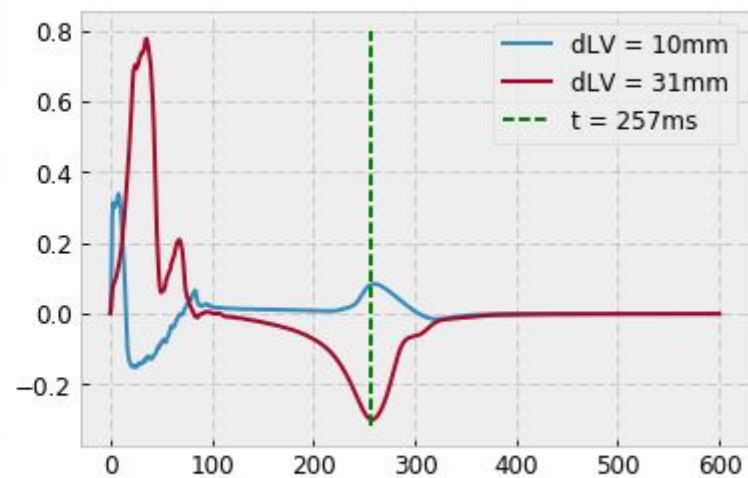
(S20)



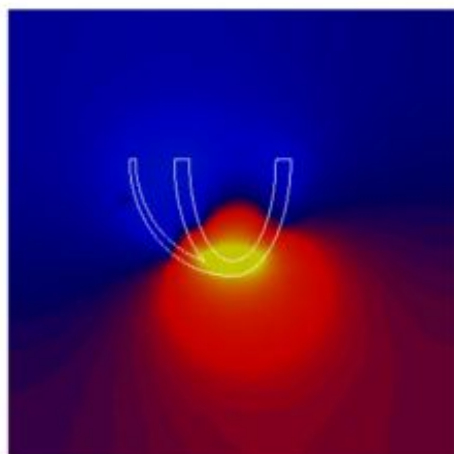
Time: 257 ms



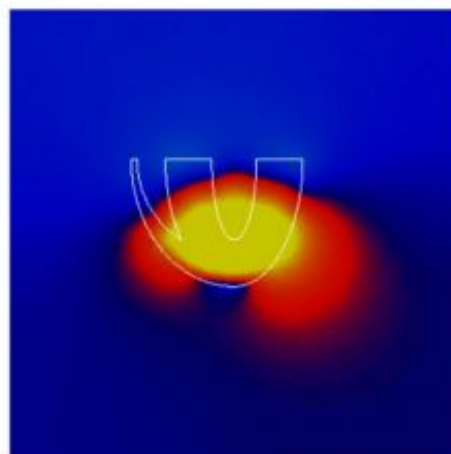
$\phi_e$ , mV  
-2.00 -1.00 0.00 1.00 2.00



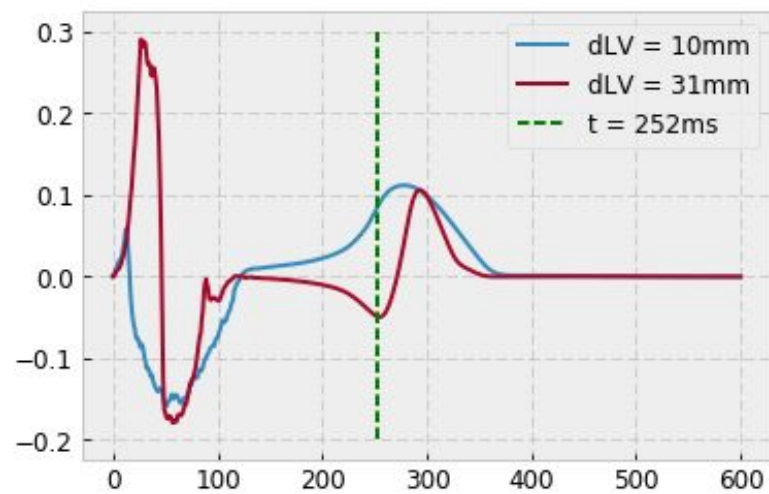
(A)



Time: 252 ms



$\phi_e$ , mV  
-2.00 -1.00 0.00 1.00 2.00



Электрофизиология миокарда описывается **бидоменным** уравнением:

$$\begin{cases} \vec{\nabla} \cdot G_i (\vec{\nabla} V_m + \vec{\nabla} \phi_e) = \beta_m (C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + i_{\text{ion}} + i_{\text{app}}), & \text{in } \Omega \times (0, T] \\ \vec{\nabla} \cdot ((G_i + G_e) \vec{\nabla} \phi_e) = -\vec{\nabla} \cdot (G_i \vec{\nabla} V_m), & \text{in } \Omega \times (0, T] \\ \vec{\nabla} \cdot G_b \vec{\nabla} \phi_b = 0, & \text{in } \Omega_b \times (0, T] \\ V_m \stackrel{\text{def}}{=} \phi_i - \phi_e \end{cases}$$

Трансмембранные токи  $i_{\text{ion}}$  описываются клеточной моделью кардиомиоцитов ten Tusscher, et. al, 2006 с 17 переменными

| $C_m$                             | $\beta_m$                    | $G_i$                             | $G_e$                             | $G_b$                            |
|-----------------------------------|------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|
| $1 \frac{\text{мФ}}{\text{см}^2}$ | $1400 \frac{1}{\text{см}^2}$ | $12 \frac{\text{мСм}}{\text{см}}$ | $45 \frac{\text{мСм}}{\text{см}}$ | $7 \frac{\text{мСм}}{\text{см}}$ |



