

Персонифицированные модели левого желудочка сердца человека

Ушенин К.С., Правдин С.Ф., Алуева Ю.С.,
Чумарная Т.В., Соловьева О.Э.

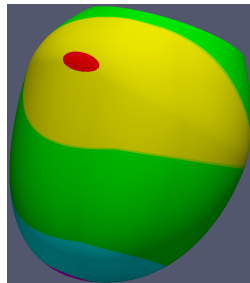
Уральский федеральный университет, Екатеринбург, Россия
Институт математики и механики УрО РАН, Екатеринбург, Россия
Институт иммунологии и физиологии УрО РАН, Екатеринбург, Россия
Свердловская областная клиническая больница №1, Екатеринбург, Россия
Университет Гента, Бельгия

О нашей работе

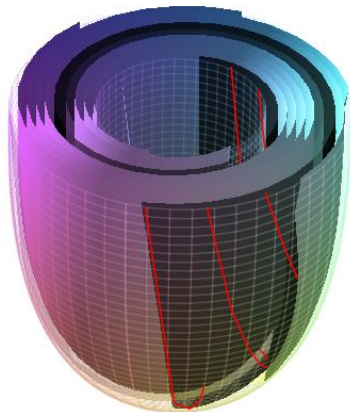
Цель

Изучить различия между электрофизиологическим возбуждением миокарда ЛЖ в нормальных и патологических анатомиях

1. Собираем клинические данные пациентов;
2. Строим анатомические модели;
3. Запускаем расчет электрофизиологической модели;
4. Исследуем, чем отличаются различные характеристики в норме и при патологии.



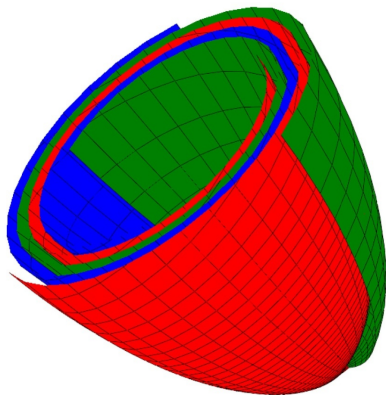
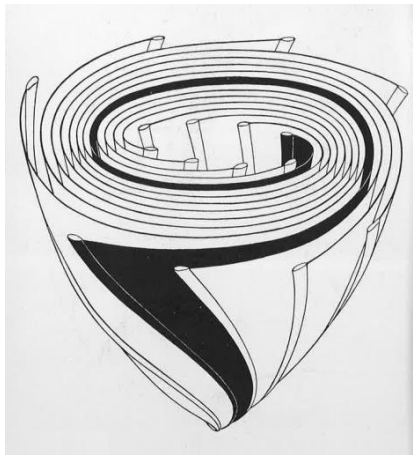
Анатомическая модель. Общее



Особенности

- Нормальная и патологическая анатомия ЛЖ по нескольким параметрам;
- Направление волокон в каждой точке;
- Задание в теле специальной системы координат;
- Строится по сечениям.

Анатомическая модель. Концепция



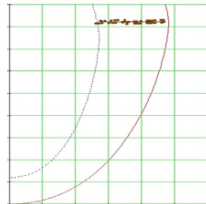
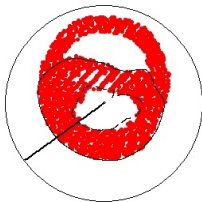
Основана на идеях Торрента-Гаспа и Стриттера.

Ушенин К.С., Правдин С.Ф., Алуева Ю.С., Чумарная Т.В., Соловьева О.Э.

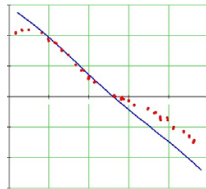
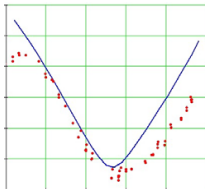
Персонифицированные модели левого желудочка сердца человека

Анатомическая модель. Верификация

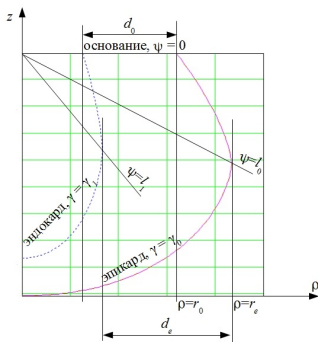
Верификация
вдоль таких
линий



Углы по
модели и DT
MRI



Анатомическая модель. Формулы



Одно сечение. Перевод из специальных координат в сферические.

$$z(\gamma, \psi) = Z - (Z - h\gamma) \sin \psi + \Delta z$$

$$\rho_{\text{inner}}(\psi, r_0, r_e, l, p) =$$

$$\begin{cases} r_e - (r_e - r_0) \cdot (1 - \psi/l)^p, & \text{if } \psi < l \\ r_e \cdot [1 - (\frac{\psi-l}{\pi/2-l})^p], & \text{if } \psi > l \end{cases}$$

Электрофизиологическая модель

Модель Алиева-Панфилова (1994).

$$\dot{u} = -ku(u - a)(u - 1) - uv + \nabla \cdot (D\nabla u)$$

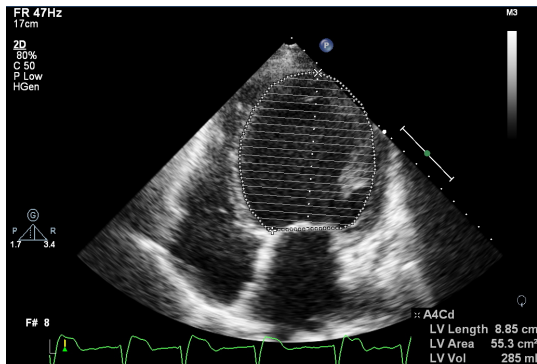
$$\dot{v} = \eta(u)(8u - v)$$

D - тензор диффузии. Скорость распространения волны поперек волокон в 3 раза медленнее.

a - влияет на натяжение филамента в спиральной волне.

$a > 0.65$ - склонность к брейкапу.

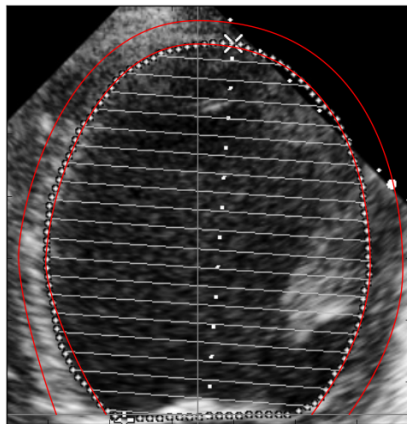
Данные эхокардиографии, используемые в исследовании



- Ишемическая болезнь сердца с синдром слабости синусового узла (1 пациент)
- Дилатационная кардиомиопатия (1 пациент)
- Патологий не выявлено (3 пациента)

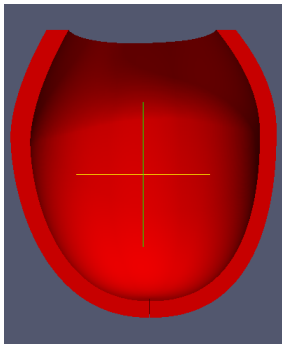
Измерения и построение модели

- Нужны 4 сечения с общей осью;
- 2 и 4 камерная позиция;
- Автоматизированная обработка, путем наложение модели на УЗИ снимок.
- Прототип программы

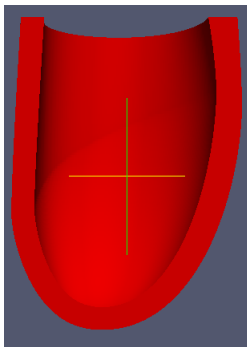


Примеры геометрий

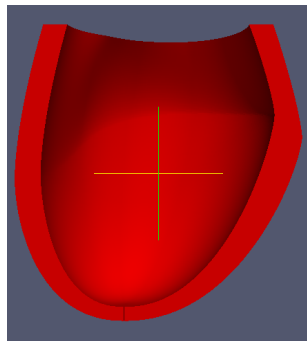
ИБС



Норма



ДКМП



Предмет изучения

Угол закрутки волокон

Трансмуральный угол закрутки волокон по нашей модели в зависимости от геометрических характеристик.

Активация, приближенная к реальной

Время активации, активационные карты, ЭКГ.

Динамика спиральных волн

Местоположение филамента после установления. Ее скорость и частота. Наличие брейкапа волны. Виртуальное ЭКГ.

Чувствительность к параметрам

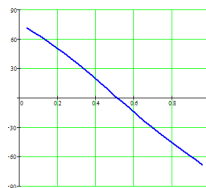
Влияние процедуры оконтуривания изображений левого желудочка на предсказания модели

Углы закрутки волокон (по Стриттеру)

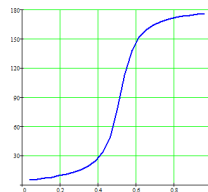
α



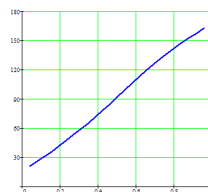
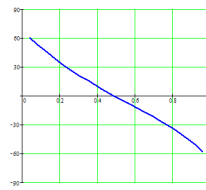
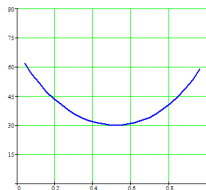
α_1



α_2



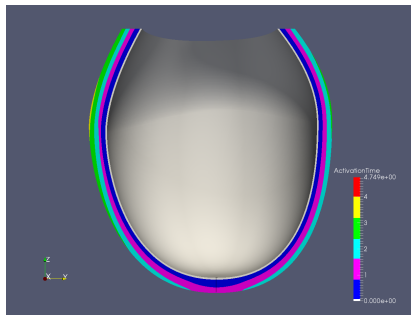
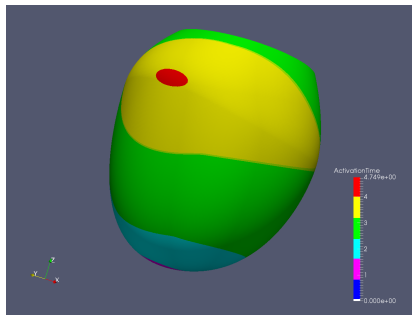
Патологий не
выявлено



Дилатационная
кардиомиопатия

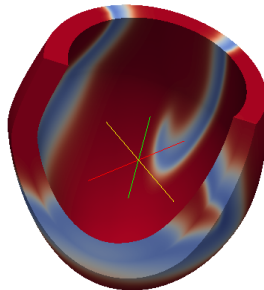
Активация

Активационные карты
(ИБС, активация всего субэндокарда)

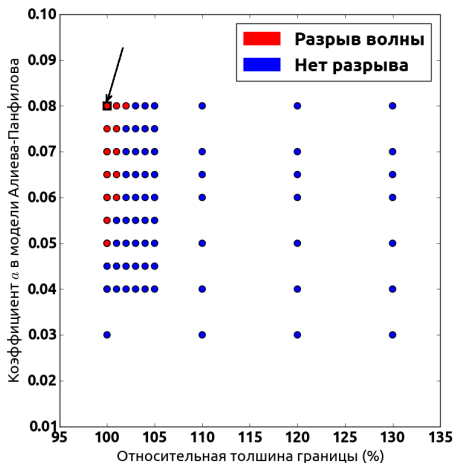


Динамика спиральных волн

- Разрыв волны
 - ▶ Норма: не удалось получить
 - ▶ Патология: разрывы зависят от измерений, параметров модели, физического времени расчета.
- Место установления филамента
 - ▶ Норма: 1.02 – 1.30 rad.
 - ▶ Патология: 1.32 – 1.5 rad.
- Неожиданные проявления:
 - ▶ Ядро филамента с 2 и 3 петлями.
Частота вращения волны при этом ниже.
- Чувствительность к оконтуриванию ЛЖ



Чувствительность к параметрам



- Изучение разрыва спиральной волны на пациенте с ИБС;
- Зона неустойчивости - менее +3% толщины;
- Толщина стенок влияет на разрыв сильнее, чем параметр влияющий на натяжение филамента

Выводы

Спиральные волны проявляют большую склонность к разрыву в случае паталогической анатомии по сравнению с нормальной.

Качественное поведение модели может быть неустойчиво в случае патологической анатомии. При нормальной анатомии этого не наблюдается.

Количественные результаты чувствительны к оконтуриванию.

Будущая работа

- Замена анатомической модели на более совершенную (предыдущий доклад, Кошелев А.В.)
- Замена модели Алиева-Панфилова (1996) на ионную модель Ten Tusscher & Noble & Noble & Panfilov (2004).
- Автоматизированный запуск некоторого набора экспериментов на получаемых данных.
- Представление результатов, понятное врачам. Bull's eye - 17 сегментов ЛЖ. Псевдо ЭКГ.
- Архив экспериментов в файловом хранилище.

Благодарности и контакты

Исследование поддержано грантом Российского Научного Фонда «Персонафицированные математические модели в кардиологии» (№ 14-35-00005).

Програмное обеспечение используемое в исследовании разработано в рамках гранта по Программе Президиума РАН П.4П «Фундаментальные программы математического моделирования» №22.

Исследования проведены на кластере Института математики и компьютерных наук УрФУ.

Ушенин Константин Сергеевич, Konstantin.Ushenin@urfu.ru,
kostaNew@gmail.com, vk.com/kostaNew