

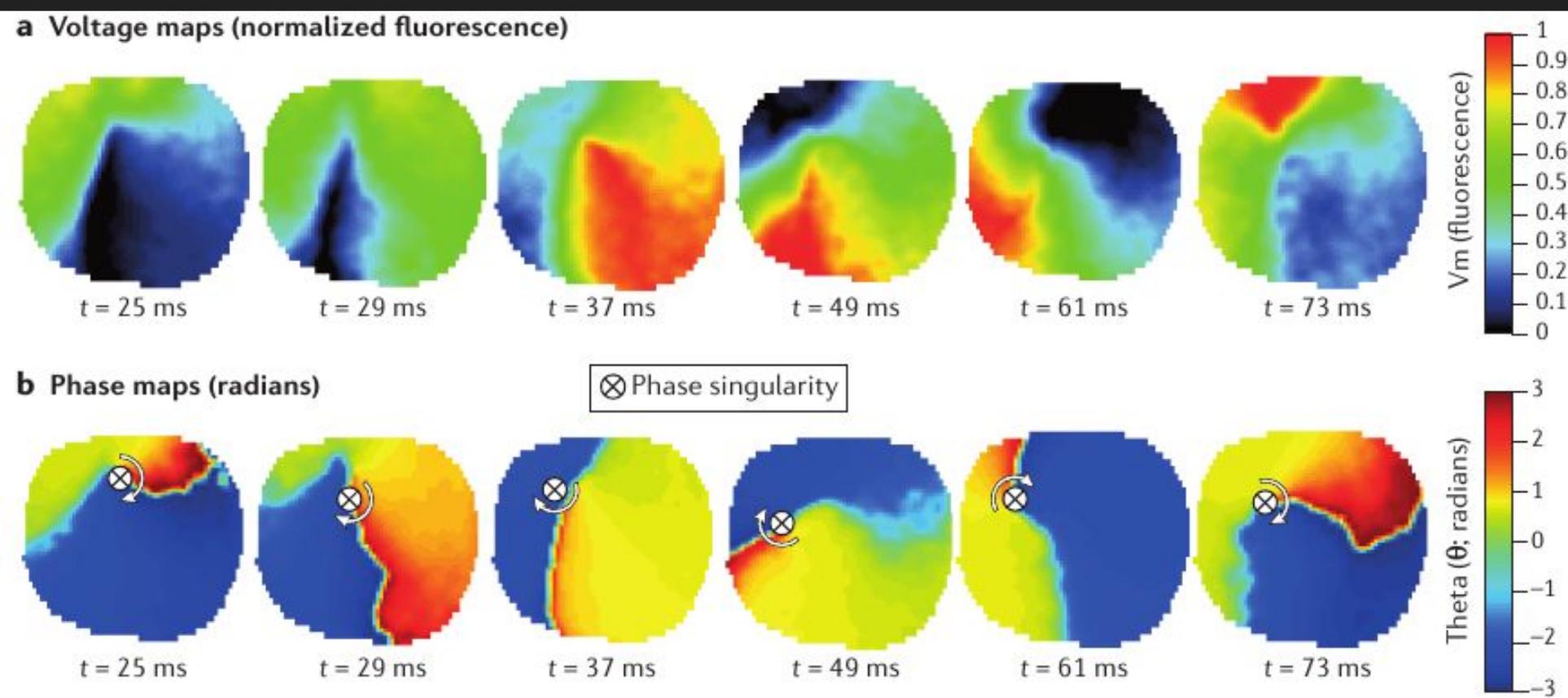


**Ural Federal
University**

In-Silico сравнение фазовых карт основанных на трансмембранном и внеклеточном потенциале

Ушенин Константин Сергеевич (аспирант УрФУ),
Разумов А.А., Калинин В.В., Соловьева О.Э.

Зачем нужно фазовое картирование?



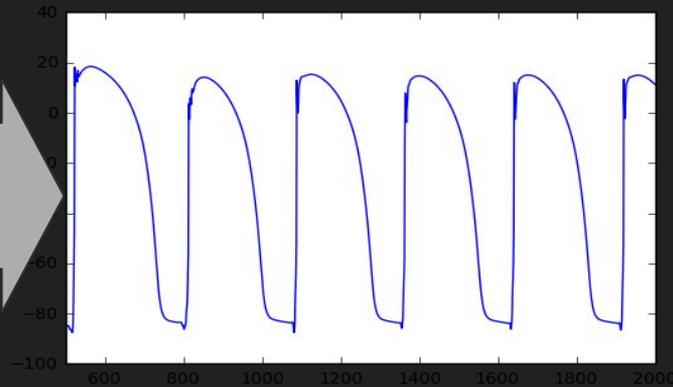
1. Фильтрация сигнала
2. Визуализация данных
3. Детектирование центров роторов/
филаментов спиральных волн

Nattel et al. 2017

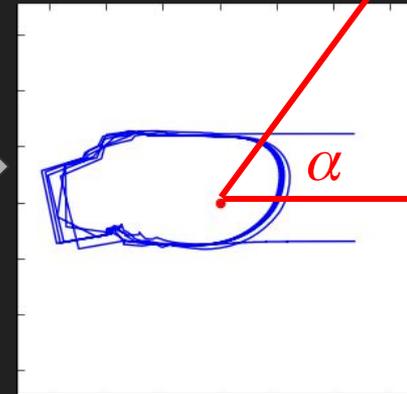
Как работает фазовое картирование?

Обработка сигнала:

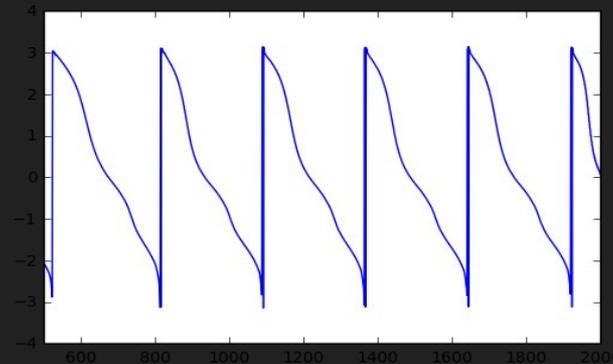
- полосовой фильтр
- детрендинг
- нормализация [0, 1]



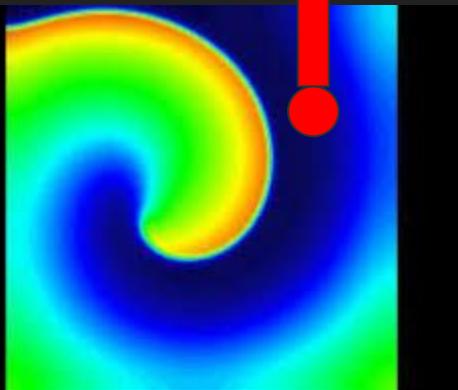
Реальная часть



Преобразование Гильберта

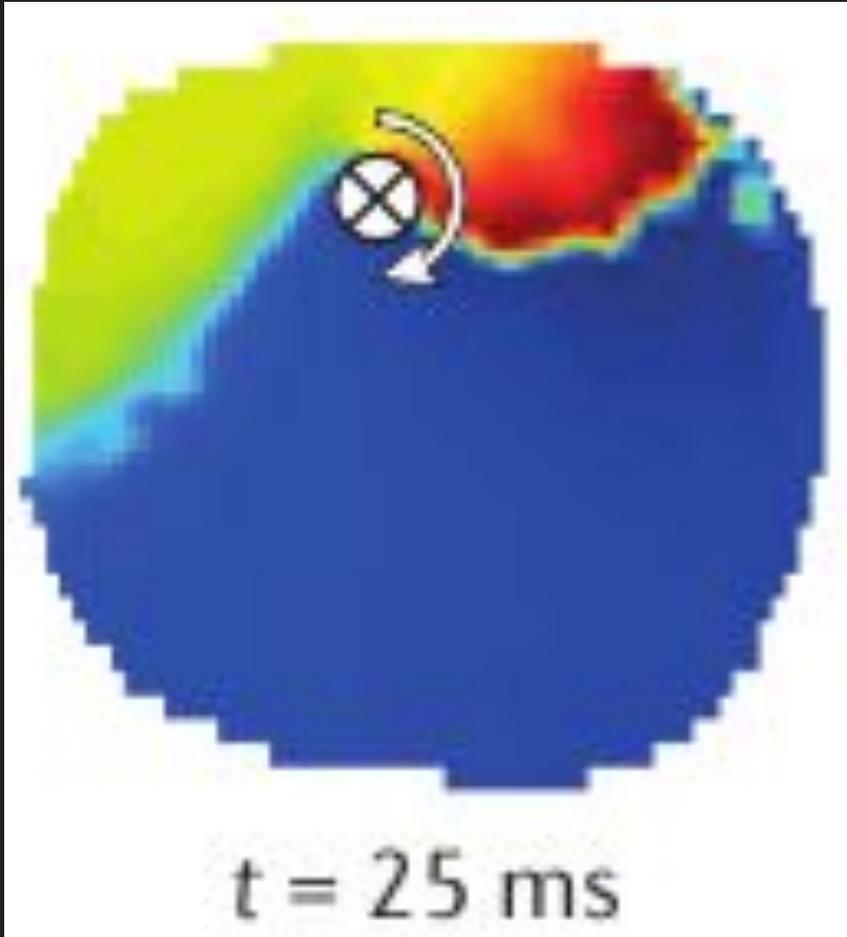


Мнимая часть



Риентри
активность

Как работает фазовое картирование?

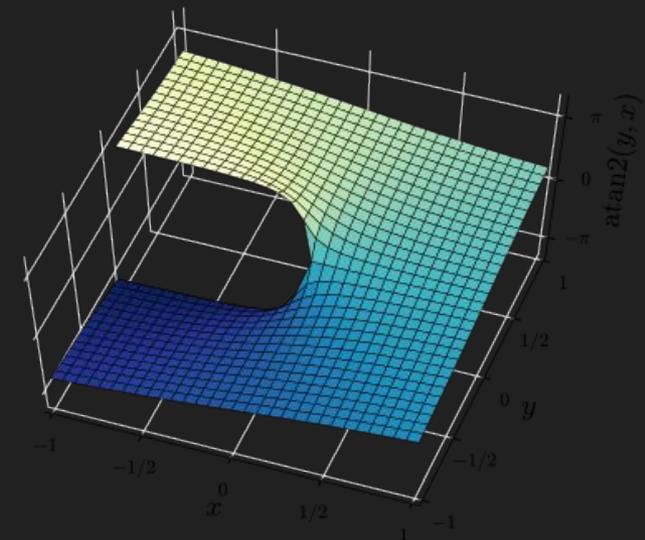


Nattel et al. 2017

Интеграл по малому замкнутому контуру:

- 0 - нет ротора
- π - ротор против часовой стрелки
- $-\pi$ - ротор по часовой стрелке

$$S_{X_j} = \oint_{C_{X_j}} dl \nabla \theta_{X_j} \approx \sum_{i \in C_{X_j}} \theta_{X_{i+1}} - \theta_{X_i}$$



Сравнение двух пайплайнов для примера.....

Ramya Vijayakumar, et. al. 2016
(Yoram Rudy group)

- Потенциалы на входе
- Неинвазивная реконструкция в предсердиях
- Butterworth дважды 0.5-12Гц
- Детрендинг скользящим средним с окном зависящем от энергии спектра!
- Нет нормализации
- Определение фазового угла:

Roney, et.al. 2016
(Nicholas S. Peters group)

- Потенциалы на входе
- 4–250 Hz банд пасс,
- ректификация (абсолютное значение)
- 10 Hz ф. низких частот.
- нормализация по пикам
- вычитание среднего
- Преобразование Гильберта

$$\theta(t) = \tan^{-1}[\text{real}(\text{HT}(V'(t))) / -\text{imag}(\text{HT}(V'(t)))]$$

- Сдвиг фазы на -0.5π
- Разделение на полные роторы и неполные роторы (полностью провернется за цикл или нет)

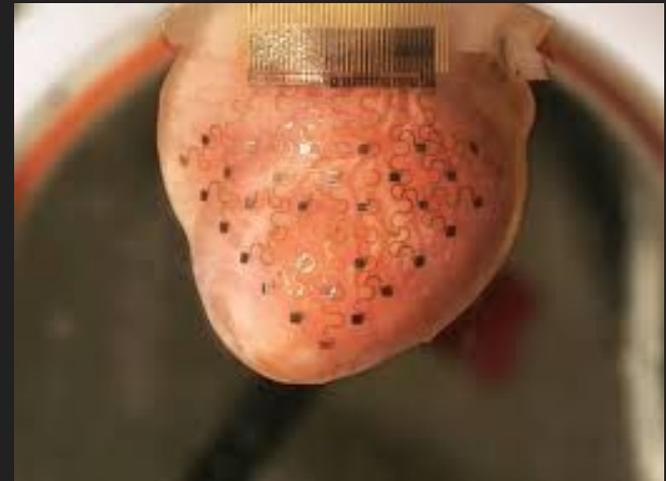
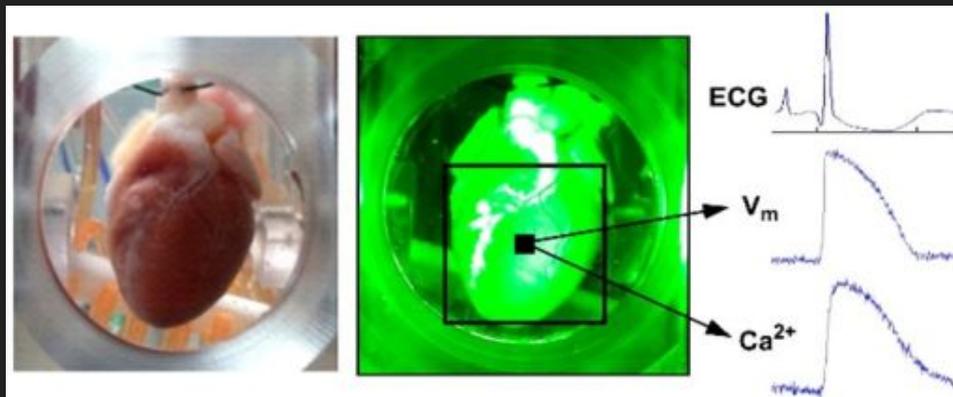
Источники сигналов

Трансмембранный потенциал

- Оптическое картирование
- Катетер Франка

Внеклеточный потенциал

- Массив электродов
- Униполярная электрограмма
- Биполярная электрограмма



Цель: Сравнить фазовые карты по трансмембранному и внеклеточному потенциалу. Дать рекомендации по улучшению методологии фазового картирования

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

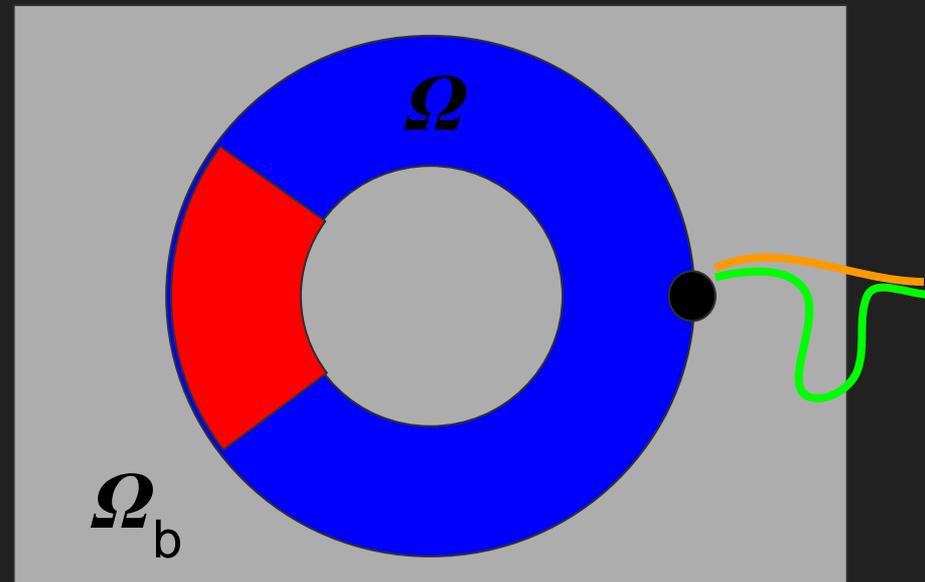
$$\partial \varphi_b / \partial \mathbf{n} = 0 \text{ on } \partial \Omega_b$$

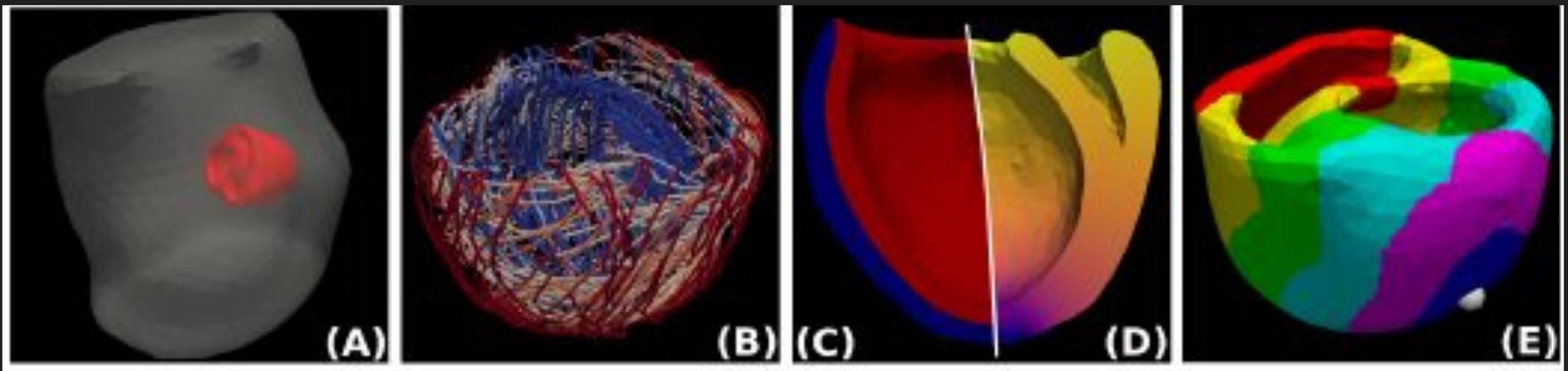
$$\varphi_e = \varphi_b \text{ on } \partial \Omega$$

$$\partial \varphi_i / \partial \mathbf{n} = 0 \text{ on } \partial \Omega$$

$$G_e \partial \varphi_e / \partial \mathbf{n} = -G_b \partial \varphi_b / \partial \mathbf{n} \text{ on } \partial \Omega$$

- *Бидоменная модель с ванной и сильной связью* - это самый физически правильный способ моделирования внеклеточного потенциала





Основные особенности модели:

- Персонализированная модель по данным компьютерной томографии.
- Пациент: Женщина, 67 лет, ДКМП
- Анизотропия: Bayer et.al., 2011
- Кардиомиоциты: ten Tuischer et.al., 2006
- Трансмуральная неоднородность: 50/50 эпи/эндо
- Апикобазальная неоднородность: Keller et.al. 2011
- Ротор/Спиральная волна возбужденная S1S2 протокол.
Центры: свободная стенка и правый желудочек.
- Данные для анализа: 1650-3000 мс

Предпроцессинг сигнала:

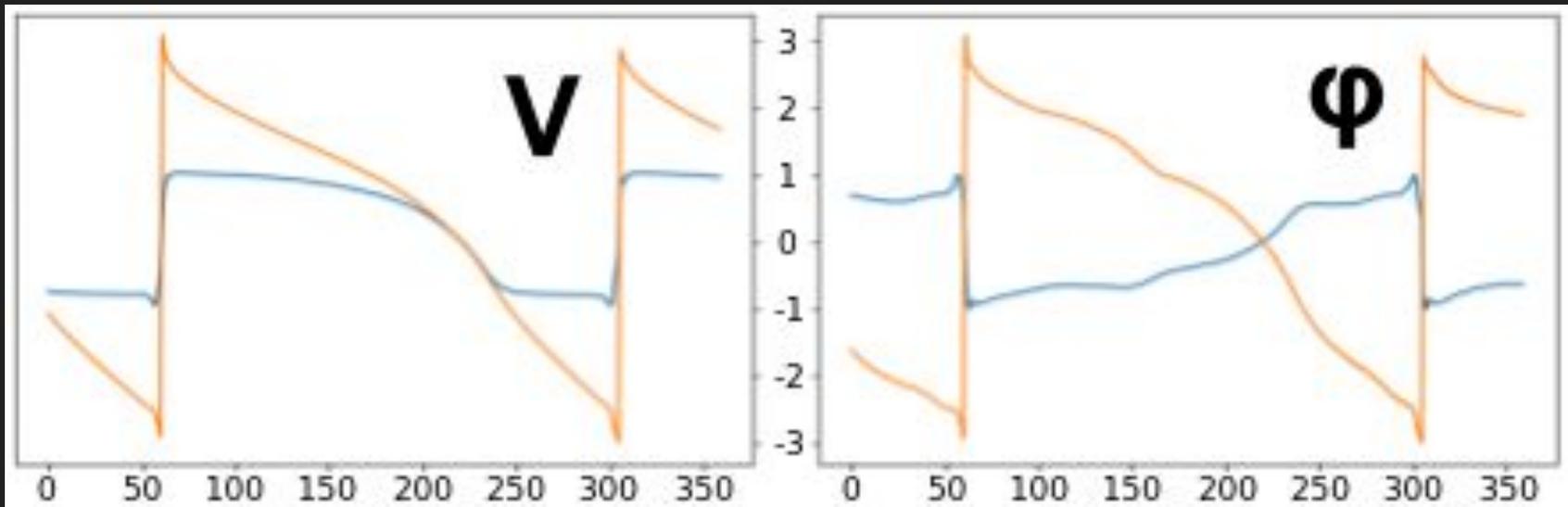
- Полосовой фильтр 1-250 Гц
- Детрендинг и нормализация по пикам до [-1,1]
- Преобразование Гильберта

Определения фазового угла, которые дают лучший результат

$$P_k^t = \arctan2(V_k^t, H[V_k^t]) \quad (1)$$

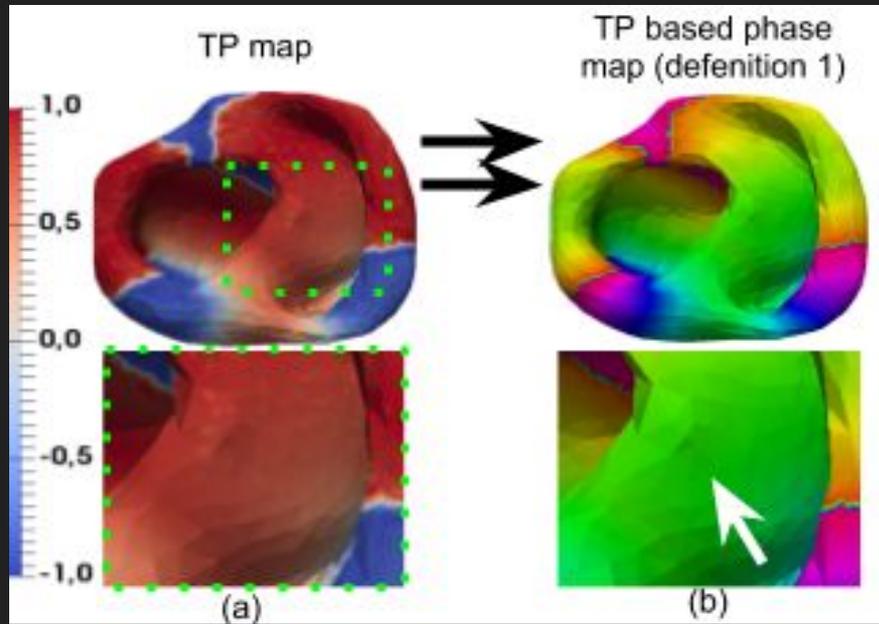
$$P_k^t = \arctan2(\phi_k^t, H[\phi_k^t]) \quad (2)$$

$$P_k^t = \arctan2(-\phi_k^t - \alpha, H[-\phi_k^t] - \beta) \quad (3)$$



Фазовый фронт совпадает с подъемом трансмембранного потенциала и падением внеклеточного потенциала

Фазовые карты

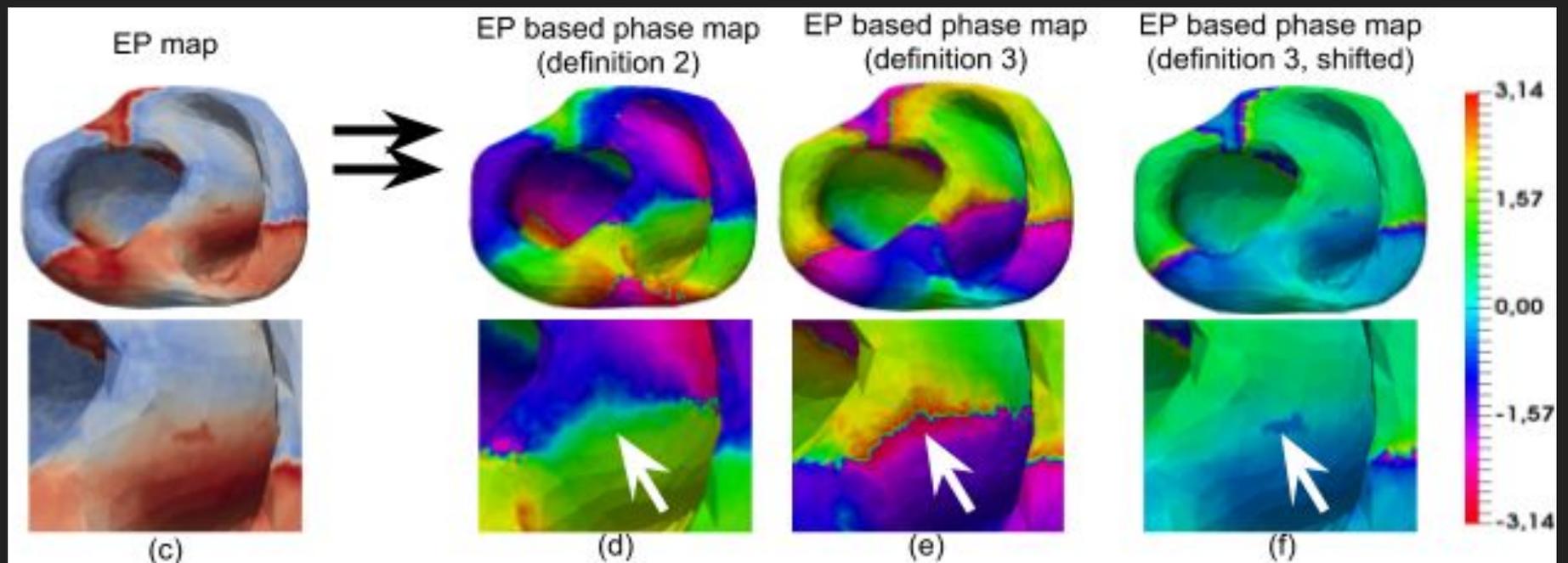


$$P_k^t = \arctan2(V_k^t, H[V_k^t]) \quad (1) \quad \text{● (green)}$$

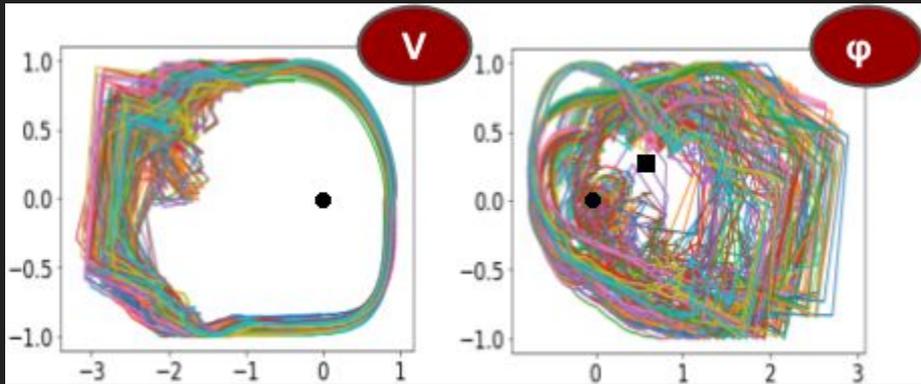
$$P_k^t = \arctan2(\phi_k^t, H[\phi_k^t]) \quad (2) \quad \text{● (red)}$$

$$P_k^t = \arctan2(-\phi_k^t - \alpha, H[-\phi_k^t] - \beta) \quad (3) \quad \text{● (red) ● (green)}$$

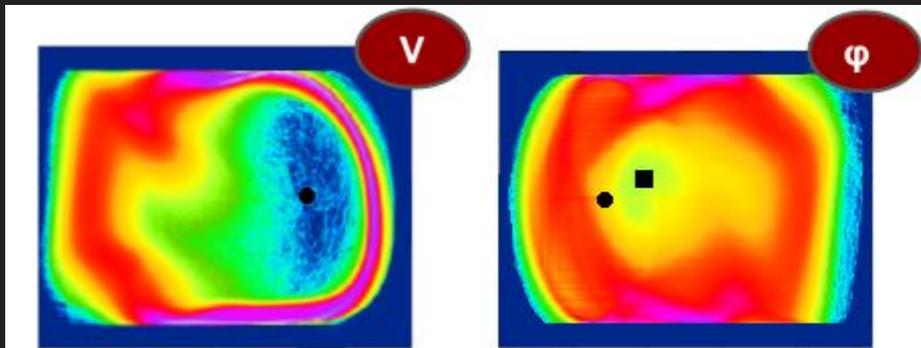
- Ложный фронт?! О_о



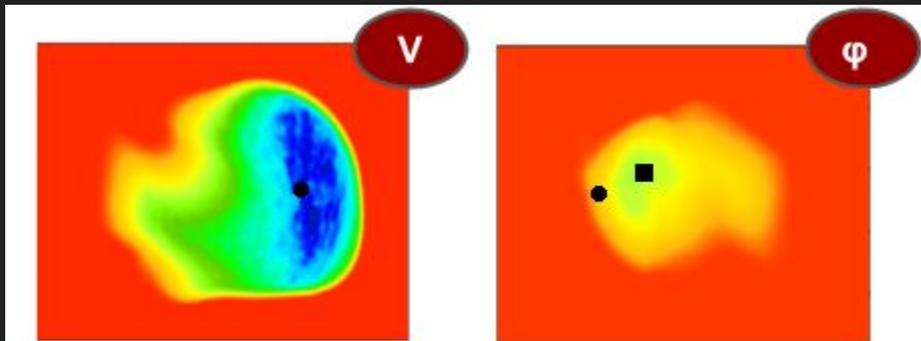
Анализ распределения аналитических сигналов



- Центр фазовой плоскости должен быть вписан в как можно большее количество “петель”

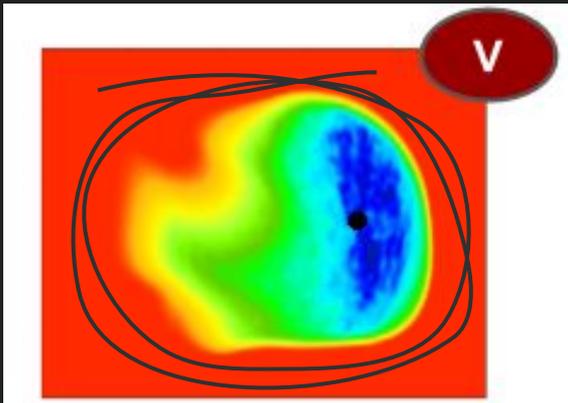


- Главная идея - построить гистограмму для всех аналитических сигналов построенных на одной фазовой плоскости
- Использовать линии, а не точки
- Выбрать сдвиг фазовой плоскости (α, β)



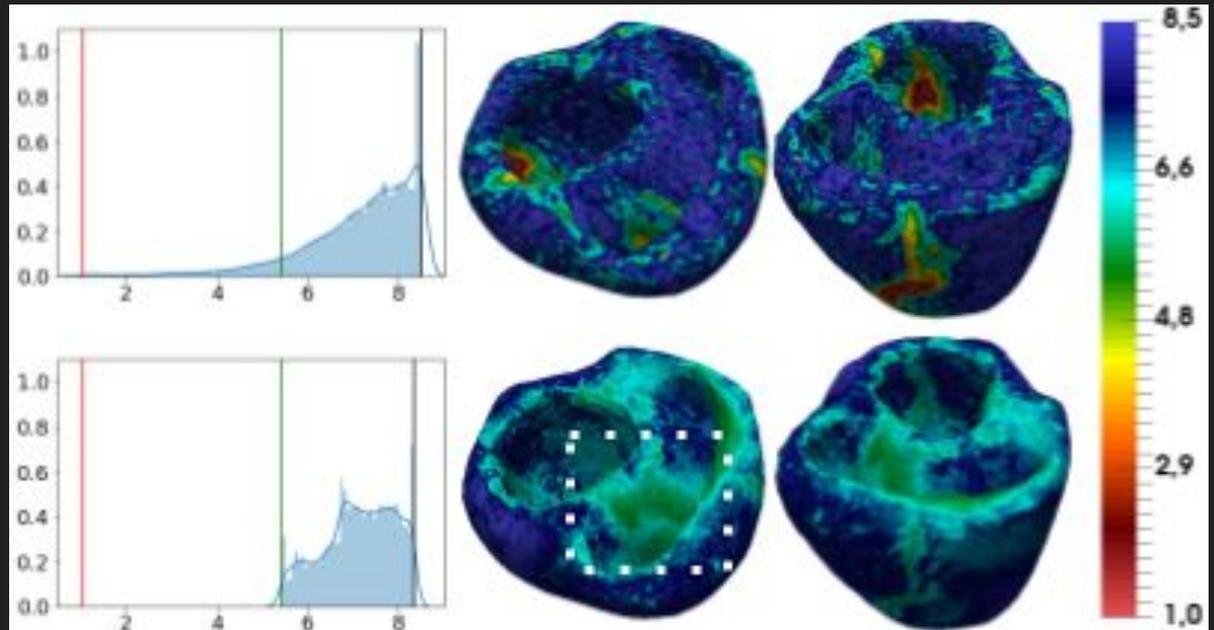
Предсказание региона с абберациями

- Отследим какой путь проходит сигнал от каждого источника на гистограмме

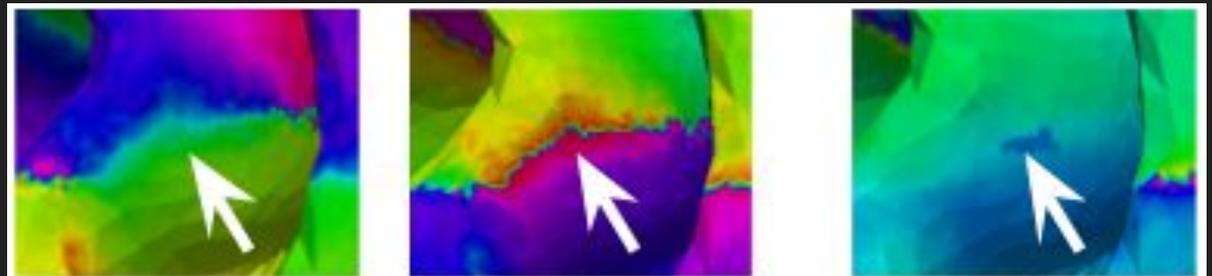


Возможные приложения:

1. Оценка фазового картирования
2. Сравнение алгоритмов между собой



Минимальные значения по гистограмме, которые достигаются источниками сигналов



Заключения

- Следующие определения предоставляют наилучшую визуализацию:

$$P_k^t = \arctan2(V_k^t, H[V_k^t])$$
$$P_k^t = \arctan2(-\phi_k^t - \alpha, H[-\phi_k^t] - \beta)$$

- Вариабельность внеклеточных потенциалов делает невозможным построение фазовых карт без аббераций. Сдвиг сигналов значительно улучшает качество фазового картирования, но не может решить всех проблем.
- Предложенный метод может быть использован для анализа качества фазового картирования и сравнения алгоритмов предобработки сигналов между собой.

Исследование фазового картирование
поддержано грантом
№. 18-31-00401 (мол_а) РФФИ.

Разработка персонализированных моделей поддержана темой ИИФ УрО РАН
№АААА-А18-118020590031-8,
Актом правительства РФ #211 от 16 марта 2013 (соглашение 02.А03.21.0006),
Программой президиума РАН #27 (проект АААА-А18-118020590030-1).

Спасибо за внимание!

konstantin.ushenin@urfu.ru,
kostaNew@gmail.com,
skype: kostaNew



**Ural Federal
University**