

# Математические методы диагностики ишемической болезни по электрокардиограмме сверхвысокого разрешения

И.С. Ямщиков

Научный руководитель: К. В. Воронцов  
Московский физико-технический институт  
Факультет управления и прикладной математики  
Кафедра интеллектуальных систем

Москва  
июнь 2014г.

# Цель работы

Исследуется задача диагностики ишемической болезни по электрокардиограмме высокого разрешения. Такими электрокардиограммами называют снимающиеся с частотами более 250Гц (в отличие от стандартных  $\leq 100$  Гц)

В работе используются данные СПбГМУ. ЭКГ снималась на частоте 2кГц. В эксперименте проводилось моделирование ишемии миокарда на крысах.

Авторами эксперимента утверждается, что развитие ишемии сопровождается изменениями в высокочастотной части спектра, причем они становятся заметны еще до видимых глазу изменений кардиограммы в целом (элевация ST сегмента).

# Задача

Имеется набор электрокардиограмм  $ECG = \{ecg_i\}$

Рассматриваются кардиограммы особей в двух состояниях:

- Здоровая особь
- Раннее развитие ишемии

Требуется по высокочастотной части кардиограммы восстановить состояние особи

# Исходные данные

Каждая ЭКГ представляет собой временной ряд  $ecg_i = ecg_i(t)$   
Введем признаки, характеризующие изменение высокочастотных компонент сигнала. Абсолютная величина сигнала зависит от настроек аппаратуры и может внести нежелательные искажения, поэтому в дальнейшем все время будем рассматривать нормированный сигнал:

$$\widetilde{ecg} = \frac{ecg}{(\|ecg\|_2)^2}$$

Используем преобразование Фурье:

$$\widehat{f}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} ecg(t) e^{-it\omega} dt$$

В качестве признаков возьмем  $L2$  норму отрезков фурье-образа сигнала:

$$F[\omega_1, \omega_2] = \int_{\omega_1}^{\omega_2} |\hat{f}(\omega)|^2 d\omega$$

И возьмем 10 признаков, равномерно покрывающих частоты 100 – 500 Гц

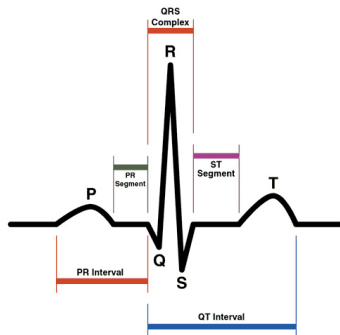
Для классификации используется SVM

Полученная оценка качества классификации - 75.7%

# Временная локализация

Рассмотренные выше признаки оценивают спектральную плотность по всей записи.

Попробуем теперь локализовать эффект внутри кардиоцикла. То есть оценить спектральную плотность высокочастотных компонент на отдельных участках.



# Выделение кардиоциклов

Для начала необходимо разбить запись на отдельные кардиоциклы. Наиболее часто используемым подходом для этого является выделение R зубца.

В существующих работах описано множество подходов детектирования R зубцов.

В данной работе используется подход с использованием вейвлет-преобразования.

## Алгоритм:

Параметры: масштаб  $s$ , порог  $h$

- 1 Вычислить вейвлет-преобразование

$$T_s(b) = \int_{-\infty}^{\infty} ecg(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{s}\right) dt$$

- 2 Найти времена, соответствующие локальным максимумам преобразования -  $\{t_M\}$
- 3 R пики:  $\{t_R \in \{t_M\} : T_s(t_R) > h\}$



## Новые признаки

Проверим гипотезу, что эффект локализован в QRS части кардиоцикла. Для этого построим признаки при помощи оконного преобразования Фурье:

Для каждого кардиоцикла берем  $t_{R_i}$  - момент времени, соответствующий R зубцу и окно  $W(t)$  шириной 0.3 размера кардиоцикла.

И вычисляем оконное преобразование Фурье:

$$\hat{f}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} W(t - t_{R_i}) \text{ecg}(t) e^{-it\omega} dt$$

Аналогично предыдущему пункту выделяем признаки:

$$Fw[\omega_1, \omega_2] = \sum_i \int_{\omega_1}^{\omega_2} \hat{f}_{t_{R_i}} d\omega$$

Полученная оценка качества классификации - 81,1%

# Результаты

- Предложена система признаков, позволяющая классифицировать раннее развитие ишемической болезни
- Показано, что учет локальных особенностей высокочастотной части спектра позволяет улучшить качество классификации