

М.В. Абрамов

АППРОКСИМАЦИИ ЭКСПОНЕНТАМИ ВРЕМЕННОГО КАРДИОЛОГИЧЕСКОГО РЯДА НА ОСНОВЕ ЭКГ

Рассмотрены варианты описания и аппроксимации ЭКГ-сигнала. Предложен новый вариант применения Гауссового импульса и кусочно-заданной функции. Для оценки адекватности такой аппроксимации были построены реконструкции реальных данных ЭКГ в отведениях aVR, V2, V5 для разных состояний пациента (норма, инфаркт, тромбоэмболия).

Аппроксимация, электрокардиограмма, Гауссов импульс.

Как известно, важным моментом изучения какого-либо процесса является построение его математической модели. При изучении циклически повторяющегося процесса в случае его эргодичности достаточно рассматривать один цикл.

В работах [1, 2] была предложена модель кардиологического ряда нормальной ЭКГ в нескольких отведениях в виде ряда Фурье, получаемого из спектра сигнала ЭКГ. Подобная модель определяет значение ЭКГ в любой момент времени, но в силу большого количества переменных довольно сложна для дальнейшего исследования.

Поскольку ЭКГ-сигнал представляет собой временную зависимость проекции интегрального электрического вектора сердца (ИЭВС) на линию отведения [6], то, моделируя изменение ИЭВС в пространстве и получая его проекции на различные линии отведения, можно получить модель временного ряда ЭКГ. Подобный подход описан в работе [5].

В работе [7] предложен способ моделирования формы ЭКГ методами математической реконструкции нелинейной динамической системы. Функциональная зависимость представлена суммой нескольких десятков полиномов, подгоночные коэффициенты для которых находились из «загрубленных» данных реальных кардиограмм. По мнению авторов, данная модель достаточно хорошо описывает усредненные свойства одного из типов кардиосигнала в спокойном состоянии, но для моделирования патологических состояний сердца требуются дополнительные расчеты коэффициентов полиномов модели.

Известны также кусочно-заданные аппроксимации ЭКГ-сигнала [8, 10]. В этом случае каждый сегмент или зубец ЭКГ (см. далее) описывается полиномиальной функцией первого либо второго порядка. Такой подход удобен для генерации ЭКГ-сигнала, имитирующего различные отклонения или заболевания, для дальнейших исследований (например, преобразование Фурье, вейвлет-преобразование) без получения данных реальных пациентов.

В работе П.Л. Никифорова [9] предлагается описывать ЭКГ-сигнал как совокупность 11 колокольных (Гауссовых) импульсов. Подход, предлагаемый в данной статье, при внешнем сходстве с указанным имеет свои особенности:

- аппроксимация применена для отведений aVF, V2, V5;
- используются «измененные» Гауссовы импульсы;
- для аппроксимации используется не более 5 экспонент.

Как известно, ЭКГ — это графическое представление разности потенциалов, возникающих в результате работы сердца. ЭКГ отображает процессы де-

и реполяризации различных отделов сердца [3–5]. Типичный комплекс ЭКГ представлен на рис. 1.

К важнейшим составляющим комплекса ЭКГ можно отнести:

- зубец P — характеризует процесс деполяризации предсердий;
- комплекс QRS — характеризует процесс деполяризации желудочков, на фоне которого (в случае отсутствия существенной патологии) происходит процесс реполяризации предсердий;
- сегмент ST — начало реполяризации желудочков;
- зубец T — реполяризация желудочков.

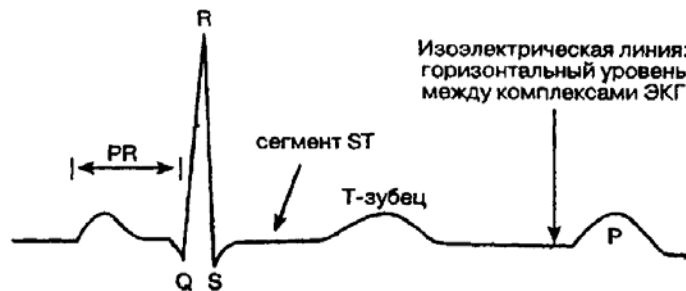


Рис. 1. Типичный комплекс ЭКГ [3]

Предполагается определить функциональную зависимость уровня ЭКГ от времени для каждой составляющей комплекса, а аппроксимацию — как сумму полученных функций (1а, в случае существования функций составляющих на всем интересующем нас промежутке времени) либо кусочно-заданную функцию (1б).

$$F_{\Sigma}(t) = f_P(t) + f_{QRS}(t) + f_{ST}(t) + f_T(t), \quad (1a)$$

$$F_{\Sigma}(t) = \begin{cases} f_P(t), t_{p1} < t < t_{p2}, \\ f_{QRS}(t), t_{QRS1} < t < t_{QRS2}, \\ f_{ST}(t), t_{ST1} < t < t_{ST2}, \\ f_T(t), t_{T1} < t < t_{T2}, \\ 0, \text{ в других случаях.} \end{cases} \quad (1b)$$

где $F_{\Sigma}(t)$ — суммарная функция математической модели, $f_P(t), f_{QRS}(t), f_{ST}(t), f_T(t)$ — функции составляющих.

Во втором случае в итоговой аппроксимации могут быть точки разрыва, что является недостатком варианта. Для описания составляющей ЭКГ (зубца) можно применить функцию, сходную с Гауссовым импульсом, но имеющую разные коэффициенты масштаба до и после точки сдвига импульса (см. формулу 2а, рис. 2). В отличие от неизменных Гауссовых импульсов, использованных в работе П.Л. Никифорова, такие функции позволяют уменьшить количество составляющих итоговой модели.

При использовании этой функции можно совместить оба варианта аппроксимации, так как функция является кусочно-заданной и непрерывной на всем исследуемом временном промежутке. При этом она лишена недостатка — возможного появления точки разрыва, поскольку односторонние пределы (слева и справа) в точке смены коэффициентов масштаба сходятся в одной точке (см. формулу 2б).

$$f_{SEG}(t) = A \cdot e^{-\frac{(x-\mu)^2}{\sigma_1, x \leq \mu; \sigma_2, x > \mu}}, \quad (2a)$$

$$\lim_{t \rightarrow \mu-0} (f_{SEG}(t)) = \lim_{t \rightarrow \mu+0} (f_{SEG}(t)) = A, \quad (2b)$$

где A — коэффициент вершины зубца, μ — коэффициент сдвига зубца, σ_1 , σ_2 — коэффициенты масштаба левого и правого «плеча» зубца соответственно.

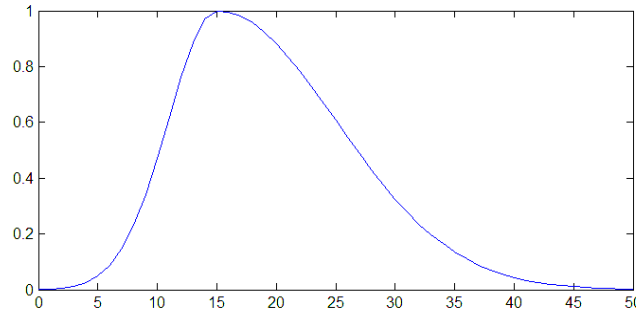


Рис. 2. Функция представления одной составляющей комплекса ЭКГ:
 $A = 1, \mu = 15, \sigma_1 = 0.03, \sigma_2 = 0.005$

С помощью предложенной функции можно описывать любое зубцеобразное отклонение ЭКГ от изоэлектрической линии. Исходя из этого комплекс QRS (см. выше) будет описываться с помощью трех $f_{SEG}(t)$ с различными параметрами, так как комплекс фактически состоит из трех зубцов — Q, R, S. Поскольку для многих заболеваний (и даже нормальных состояний [3]) характерна элевация или депрессия сегмента ST, то его положение также можно описать с помощью предложенной функции (в комплексе с функциями, описывающими зубцы S и T). В случае отсутствия проявлений элевации или депрессии, сегмент ST располагается на изолинии и в дополнительной аппроксимации не нуждается.

Таким образом, аппроксимация цикла ЭКГ описывается формулой (3).

$$F_{\Sigma}(t) = \sum_{n=0}^m A_n \cdot e^{-\frac{(x-\mu_n)^2}{\sigma_{1n}, x \leq \mu_n; \sigma_{2n}, x > \mu_n}}, \quad (3)$$

где m — количество экспонент, используемых в аппроксимации. Для каждой экспоненты нужно определить четыре коэффициента — $A, \mu, \sigma_1, \sigma_2$.

Рассмотрим применение данной аппроксимации к реальным данным. В качестве критериев оценки совпадения модели и данных будем использовать коэффициент корреляции и сумму квадратов отклонений.

Сам алгоритм аппроксимации состоит из следующих шагов.

1. Определяется количество составляющих в итоговой аппроксимации:

- а) производится низкочастотная фильтрация исходного временного ряда;
- б) находятся точки экстремума ряда;

в) по количеству точек экстремумов определяется количество составляющих, по каждой точке экстремума — коэффициент сдвига μ соответствующей экспоненты.

2. Коэффициенты вершин A временно приравниваются к значению ряда в точках экстремума.

3. Определяются коэффициенты масштаба σ :

а) ряд разбивается на сегменты — от начала до первой точки экстремума, от первой до второй и т.д.

б) предполагается, что на значения ряда в каждом сегменте влияет не более 2 экспонент;

в) с помощью метода наименьших квадратов рассчитываются оба (или один в случае краевых сегментов) коэффициента масштаба σ .

4. Строится временной ряд с полученными ранее коэффициентами. В том случае, если в точках сдвига μ имеется расхождение между реальными и аппроксимированными данными, проводится корректировка коэффициента вершины A .

Алгоритм реализован в системе Matlab 7.1.

На рис. 3 представлены временные кардиологические ряды на основе ЭКГ реальных больных с двумя различными диагнозами в отведениях V2, V5 и временные кардиологические ряды нормальной ЭКГ в отведениях aVF, V2, V5 [1]. Пунктирной линией переданы результаты аппроксимации каждого временного ряда. Указаны коэффициенты корреляции (R), суммы квадратов отклонений (RSS) и количество экспонент, используемых в аппроксимации (m). Под каждым временным рядом приведена аналитическая запись формулы аппроксимации ряда.

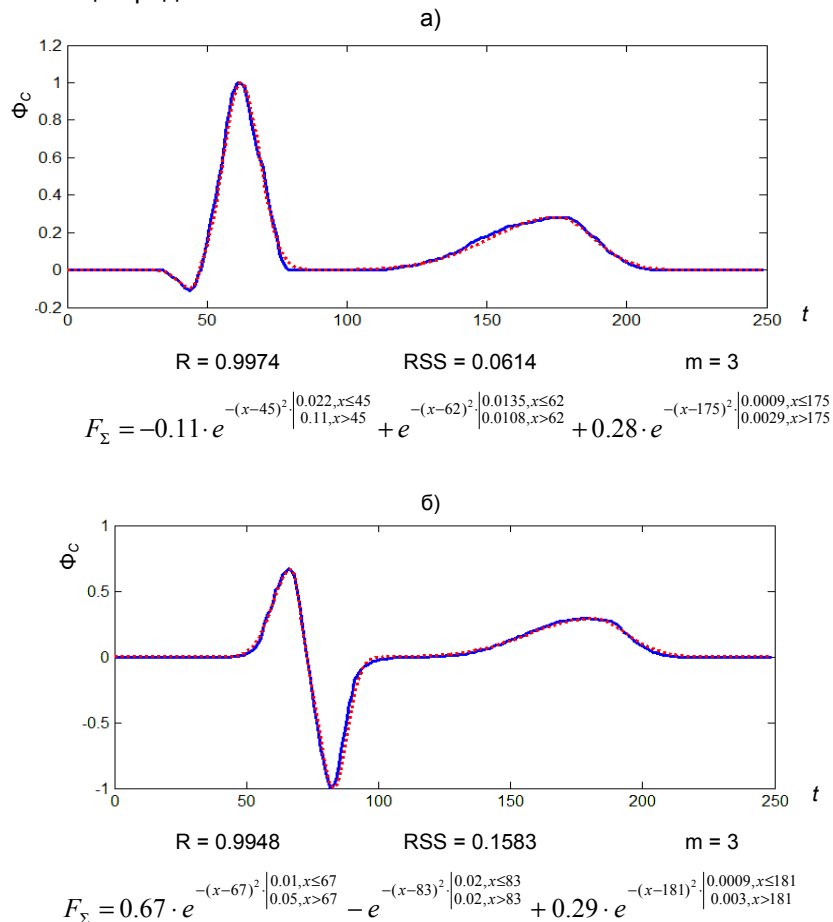


Рис. 3 (начало). Сравнение ЭКГ и аппроксимации

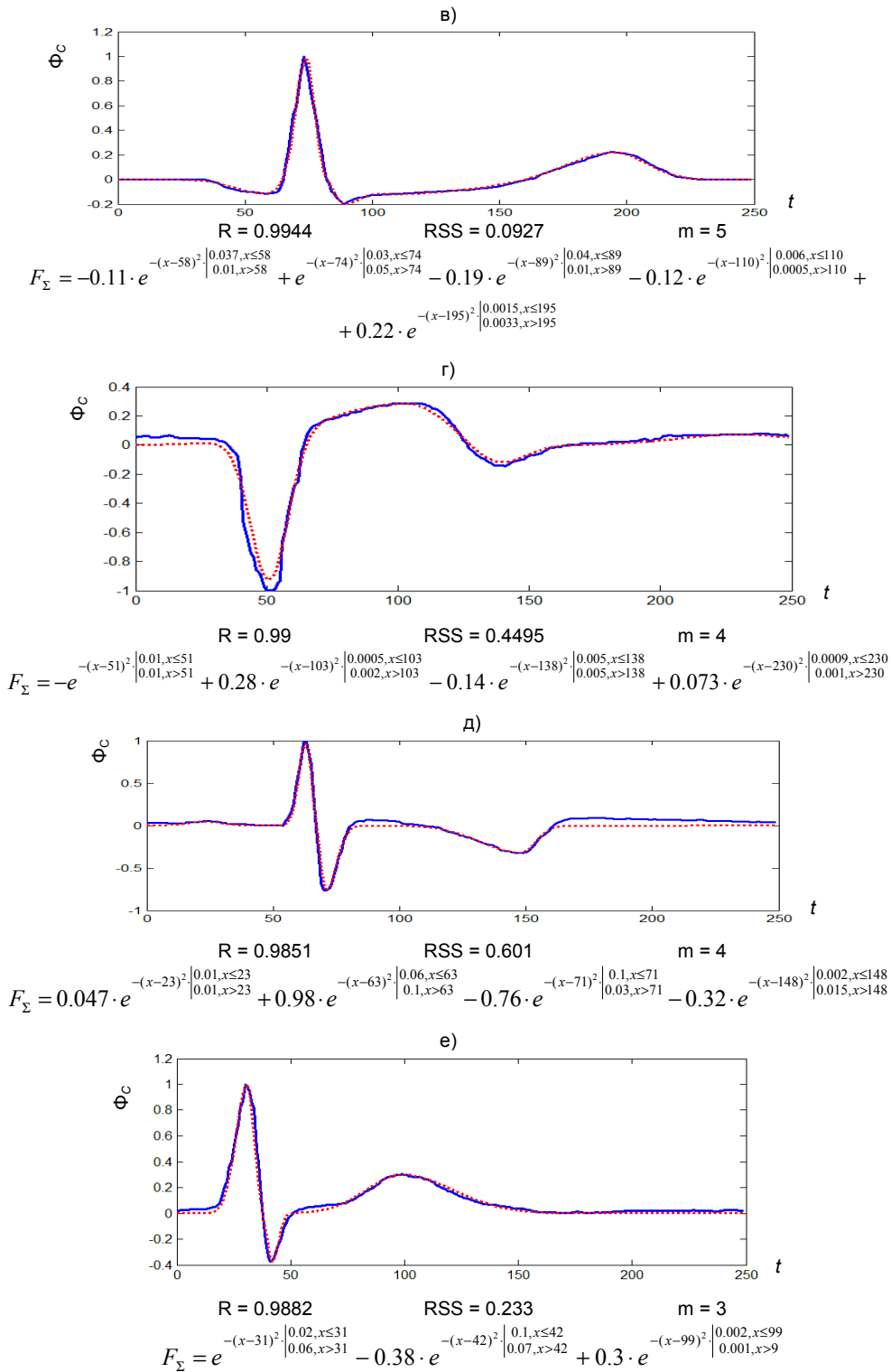


Рис. 3 (продолжение). Сравнение ЭКГ и аппроксимации

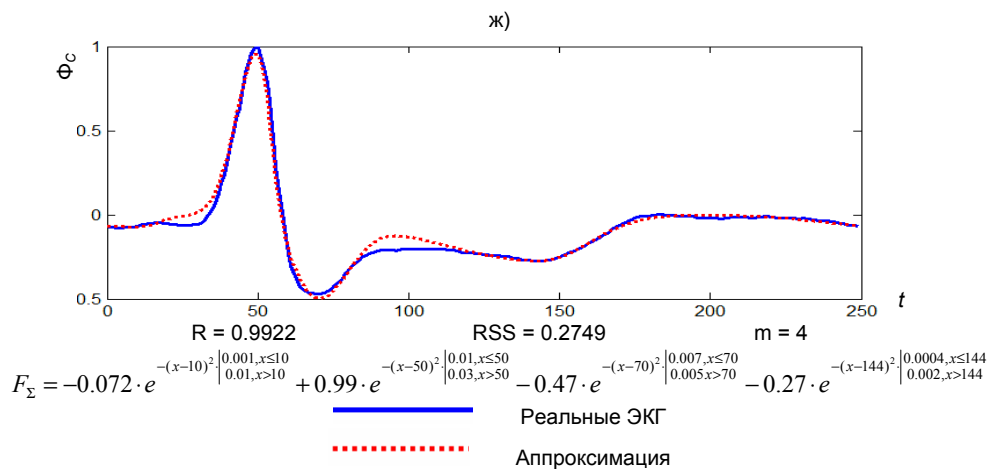


Рис. 3 (окончание). Сравнение ЭКГ и аппроксимации:
 а) нормальная ЭКГ, отведение aVF; б) нормальная ЭКГ, отведение V2;
 в) нормальная ЭКГ, отведение V5; г) диагноз — инфаркт, отведение V2;
 д) диагноз — тромбоэмболия, отведение V2; е) диагноз — инфаркт, отведение V5;
 ж) диагноз — тромбоэмболия, отведение V5

Данный алгоритм, наряду с предложенными в статьях [11, 12] может являться альтернативой в системах автоматического анализа ЭКГ на основе алгоритмов анализа изображений.

Апробация данного метода аппроксимации проведена в трех отведениях: aVR, V2, V5. Из рис. 3 видно, что количество экспонент для аппроксимации одного сердечного цикла не превышает 5, т.е. количество искоемых коэффициентов всего 20. В работе П.Л. Никифорова для подобной аппроксимации применяется 11 экспонент.

Поскольку коэффициенты корреляции между реальными данными и аппроксимациями не ниже 0,985, можно говорить о том, что использование данного метода достаточно точно аппроксимирует кардиологический ряд ЭКГ (в пределах одного сердечного цикла). Небольшое количество экспонент в итоговых функциях говорит о достаточной простоте данного метода, что позволяет использовать подобную аппроксимацию и реализовывать алгоритмы первичного анализа ЭКГ без непосредственного участия врача-кардиолога.

ЛИТЕРАТУРА

1. Рычков А.Ю., Цибульский В.Р., Сергейчик О.И., Копылова Л.Н. Спектральный анализ нормальной ЭКГ // Вестн. аритмологии. 2004. № 35. С. 52.
2. Цибульский В.Р., Сергейчик О.И., Кузнецов В.А. Исследование зависимости частотных характеристик электрокардиограмм от изменения сегмента ST // Вестн. кибернетики. Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН, 2002. Вып. 1. С. 38–45.
3. Хан М.Г. Быстрый анализ ЭКГ: Пер. с англ. СПб.; М.: Невский диалект: Изд-во БИНОМ, 1999. 286 с.
4. Титомир Л.И. Электрический генератор сердца. М.: Наука, 1980.
5. Волобуев А.Н., Крюков Н.Н., Романчук П.И. Контурная модель электродинамики миокарда // Материалы междунар. симп. «Компьютерная электрокардиография на рубеже столетий». М., 1999 [Электрон. ресурс]. Режим доступа: http://www.ecg.ru/conf//simp_xxi/text/section9.htm.
6. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Пасечник В.И., Вознесенский С.А., Козлова Е.К. Биофизика. Изд. 1-е. М.: Владос, 2000. 287 с.

7. Пипин В.В., Рагульская М.В., Чибисов С.М. Анализ динамических моделей и реконструкций ЭКГ при воздействии космо- и геофизических факторов // Междунар. журн. прикладных и фундаментальных исследований. 2009. № 5. С. 17–24.
8. Ладяев Д.А., Федосин С.А. Моделирование ЭКГ-сигнала // Информационные технологии моделирования и управления. 2006. № 6 (31). С. 702–709.
9. Никифоров П.Л. Модель электрокардиографического сигнала на основе совокупности колокольных импульсов // Вестн. молодых ученых. Сер. Техн. н. (Ru). 1998. № 1. С. 64–68.
10. Белоцерковский О.М., Виноградов А.В., Галатян Э.Э. и др. Способ кодирования данных ЭКГ в модели контурного и динамического анализа ЭКГ // Компьютер и мозг. Новые технологии. М.: Наука, 2005. С. 241–255.
11. Цибульский В.Р., Сергейчик О.И., Абрамов М.В. Методы получения передаточной функции на основе частотных характеристик ЭКГ // Вестн. кибернетики. Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН, 2008. № 7. С. 79.
12. Абрамов М.В., Сергейчик О.И. Получение передаточной функции кардиологического заболевания методом сравнения ЭКГ больного и ЭКГ без патологий // Вестн. кибернетики. Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН, 2009. № 8. С. 67.

M.V. Abramov

APPROXIMATIONS USING EXPONENTS OF TIME CARDIOLOGICAL
SERIES BASING ON ECG

The article considers variants regarding a description and approximation of ECG-signal. The author suggests a new variant of applying Gauss impulse and sectionally prescribed function. In order to evaluate adequacy of such an approximation, subject to constructing being reconstructions of real ECG data in the drawing offs of aVR, V2, V5 for different patient's states (normal, infarct, thromboembolism).

Approximation, electrocardiogram, Gauss impulse.