

УДК: 004.942, 612.171.1

Квазипериодическая двухкомпонентная динамическая модель для синтеза кардиосигнала с использованием временных рядов и метода Рунге–Кутты четвертого порядка

Д. В. Казаков

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
кафедра «Информатика и программное обеспечение вычислительных систем» (ИПОВС),
Россия, 124498, Москва, Зеленоград, проезд 4806, д. 5

E-mail: dmitry@kazakov.eu

Получено 06 марта 2012 г.

В статье представлена квазипериодическая двухкомпонентная динамическая модель, которая позволяет воспроизводить временные и спектральные характеристики кардиосигнала, в том числе вариабельность сердечного ритма. Описана методика определения морфологии кардиоцикла для синтеза кардиосигнала реалистичной формы. Определен способ описания динамической системы кардиосигнала путем построения трехмерного фазового пространства и уравнений, которые описывают траекторию движения точек в этом пространстве. Представлена методика решения уравнений движения в трехмерном фазовом пространстве динамической системы кардиосигнала с применением метода Рунге–Кутты четвертого порядка. На основе модели разработан алгоритм и программный комплекс, с помощью которого проведен эксперимент по синтезу кардиосигнала и исследована взаимосвязь его диагностических признаков.

Ключевые слова: синтез кардиосигнала, квазипериодическая динамическая модель, алгоритм, трехмерное фазовое пространство, морфология кардиоцикла, вариабельность сердечного ритма, временные ряды, метод Рунге–Кутты четвертого порядка

A quasi-periodic two-component dynamical model for cardio-signal synthesis using time-series and the fourth-order Runge–Kutta method

D. V. Kazakov

National Research University of Electronic Technology, Chair of Computer Science and Software for Computational Systems, Bld. 5, Pas. 4806, Zelenograd, Moscow, 124498, Russia

Abstract. – In the article, a quasi-periodic two-component dynamical model with possibility of defining the cardio-cycle morphology, that provides the model with an ability of generating a temporal and a spectral cardio-signal characteristics, including heart rate variability is described. A technique for determining the cardio-cycle morphology to provide realistic cardio-signal form is defined. A method for defining cardio-signal dynamical system by the way of determining a three-dimensional state space and equations which describe a trajectory of point's motion in this space is presented. A technique for solving equations of motion in the three-dimensional state space of dynamical cardio-signal system using the fourth-order Runge–Kutta method is presented. Based on this model, algorithm and software package are developed. Using software package, a cardio-signal synthesis experiment is conducted and the relationship of cardio-signal diagnostic features is analyzed.

Keywords: cardio-signal synthesis, quasi-periodic dynamical model, algorithm, three-dimensional state space, cardio-cycle morphology, heart rate variability, time-series, the fourth-order Runge–Kutta method

Citation: *Computer Research and Modeling*, 2012, vol. 4, no. 1, pp. 143–154 (Russian).

Введение

Существует большое количество различных методов обработки кардиосигнала, такие как вейвлет-преобразование [Портнов, Казаков, 2011; Ахметанов 2009], фрактальный анализ [Ахметанов 2009], метод главных компонент [Paul, Reddy, Kumar, 2000], анализ независимых компонент [Potter, Gadhok, Kinsner, 2002], нелинейное шумоподавление [Schreibe, Kaplan, 1996], методы Р. М. Баевского [Казаков, 2011] и тому подобные. Для изучения диагностической ценности подобных методов обработки кардиосигнала целесообразно использовать математические модели, которые позволяют синтезировать искусственные кардиосигналы с определёнными характеристиками. В работах [Ладяев, Федосин, 2006; Способ кодирования данных ЭКГ..., 2005] предложен ряд алгоритмов, основанных на линейной и квадратичной интерполяции элементов кардиосигнала. Однако такие модели не позволяют синтезировать кардиосигнал реалистичной формы и моделировать проявления некоторых патологических состояний сердечно-сосудистой и респираторной систем человека, т. к. достаточно точно не определяют морфологию кардиоцикла. Более реалистичную форму кардиосигнала обеспечивают модели, в которых отдельные элементы аппроксимируются гауссовыми функциями [Абрамов, 2010].

Для решения проблемы необходимо разработать математическую модель, алгоритм и программный комплекс для синтеза кардиосигнала с возможностью точного определения морфологии кардиоцикла, наиболее точно описывающие кардиосигнал с учетом как временных, так и спектральных характеристик, которые наблюдаются в реальных условиях. Применение модели, алгоритма и программного комплекса позволит произвести эксперимент по исследованию взаимосвязи диагностических признаков кардиосигнала и предоставит возможность для сравнения и оценки различных методов обработки кардиосигнала.

Постановка задачи

Кардиосигнал является сигналом нестационарной и негармонической природы, который изменяется в зависимости от индивидуальных биологических свойств организма конкретного человека и состоит из зубцов, интервалов и сегментов, отражающих процесс распространения волны возбуждения по сердцу. *Зубцы кардиосигнала* – это выпуклости и вогнутости, отражаемые на графическом представлении кардиосигнала во время электрокардиографического обследования. *Сегментом кардиосигнала* называют отрезок прямой линии между двумя соседними зубцами. *Интервал кардиосигнала* состоит из зубца (комплекса зубцов) и сегмента (рис 1.)

Структура кардиосигнала состоит из зубцов, интервалов и сегментов:

- *P-зубец* – отражает сокращение предсердий сердца (предсердную деполяризацию). Деполяризация начинается в клетках-водителях ритма синусового узла сердца. Распространяется по проводящим пучкам к правому и левому предсердию;
- *PQ-интервал* – отражает прохождение импульса возбуждения по предсердиям сердца и атриоventрикулярному соединению до миокарда желудочков сердца;
- *QRS-комплекс* – характеризует сокращение желудочков сердца. Комплекс, который состоит из трех зубцов *Q*, *R* и *S* и представляет сумму потенциалов деполяризующихся кардиомиоцитов внутренних и наружных слоев миокарда;
- *QT-интервал* – отражает сумму процессов деполяризации и последующей реполяризации миокарда желудочков сердца. Часто этот параметр называют *электрической систолой* сердца;
- *ST-сегмент* – отражает интервал времени, когда миокард желудочков сердца полностью охвачен возбуждением. Он предшествует последней фазе сердечного цикла, когда происходит восстановление сердечной мышцы после ее сокращения;

- *T*-зубец – представляют период времени расслабления миокарда желудочков сердца. В этом периоде сердечная мышца находится в покое;
- *RR*-интервал – отражает один полный сердечный цикл, одно сердцебиение.

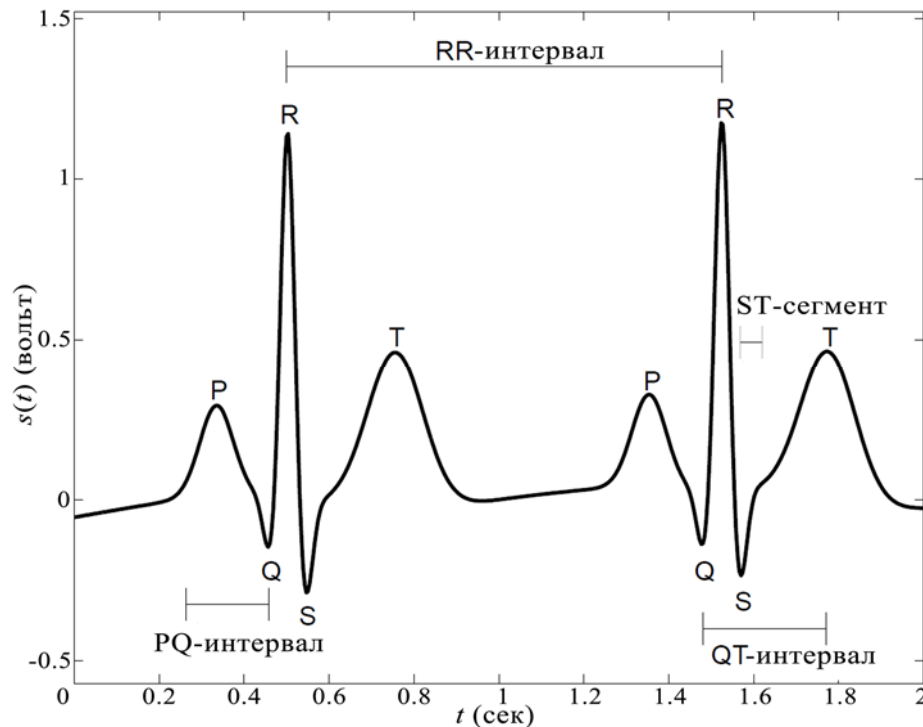


Рис. 1. Два кардицикла, с зубцами *P*, *Q*, *R*, *S*, *T*, интервалами *RR*, *PQ*, *QT* и сегментом *ST*

Временные ряды *RR*-интервалов кардиосигнала называют *кардиоинтервалограммой*, и изменение в этих временных рядах регулируется балансом между центральной нервной системой (ЦНС) и вегетативной нервной системой (ВНС). Воздействие парасимпатического отдела ВНС уменьшает частоту сердечных сокращений (ЧСС), в то время как симпатический отдел ВНС увеличивает ЧСС. Значение ЧСС рассчитывается путем измерения длительностей *RR*-интервалов между двумя последовательными *R*-зубцами в течение 15, 30 или 60 секунд по формуле

$$HR = \frac{t}{(dR_n - dR_{n+1})},$$

где *HR* – ЧСС, *t* – время, *n* – порядковый номер *R*-зубца и *dR* – длительность *R*-зубца. Морфологические параметры кардицикла определяются структурой пяти зубцов: *P*, *Q*, *R*, *S* и *T*, а также местоположением интервалов и сегментов кардиосигнала.

Вариабельность сердечного ритма (ВСР) – это изменчивость продолжительности *RR*-интервалов последовательных циклов сердечных сокращений за определенные промежутки времени. Анализ показателей ВСР основан на исследовании последовательных *RR*-интервалов и обеспечивает получение количественной информации о модулирующем влиянии на сердце парасимпатического и симпатического отдела ВНС. Спектральный анализ кардиоинтервалограммы включает исследование низкочастотного (НЧ) диапазона кардиосигнала от 0.04 Гц до 0.15 Гц и высокочастотного (ВЧ) диапазона от 0.15 Гц до 0.4 Гц. Симпатический тонус ВНС воздействует на НЧ диапазон кардиосигнала, в то время как симпатическая и парасимпатическая деятельность воздействуют на ВЧ диапазон. Структура спектральной мощности кардиоинтервалограммы изменяется в зависимости от организма человека и имеет различное количество спектральных пиков, определенное биологическими механизмами организма человека [Stefanovska et. al., 2001]. Соответствие между механизмами и позициями

спектральных пиков до сих пор являются предметом дискуссий, но существуют два пика, которые появляются в большинстве случаев. Два пика образуются в связи с респираторной синусовой аритмией (РСА) [Kuusela, Kaila, Kahonen, 2003], которая коррелирует с дыхательным циклом, волнами Майера и вызвана парасимпатической активностью ВНС. Волны Майера коррелируют с колебаниями волн артериального давления [Ludwig, 1847]. Волны РСА образуют пик в области ВЧ-диапазона кардиосигнала – около 0.25 Гц, а волны Майера образуют пик в области НЧ-диапазона – около 0.1 Гц.

Математическая модель для синтеза кардиосигнала

Математическая модель для синтеза кардиосигнала состоит из двух частей. Первая часть модели состоит из синтеза временных рядов с частотой дискретизации f_{int} , который определяет: ЧСС синтезируемого кардиосигнала, средние отклонения параметров, временные и спектральные характеристики. Вторая часть модели состоит из определения морфологии кардиоциклов кардиосигнала путем указания местоположения и высоты зубцов кардиоциклов: P , Q , R , S и T , а также его интервалов и сегментов. Спектральные характеристики кардиоинтервалограммы, включая частоты волн РСА и волн Майера, описываются бимодальным спектром, состоящим из суммы двух функций Гаусса:

$$S(f) = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2\pi c_1^2}} \exp\left(-\frac{(f-f_1)^2}{2c_1^2}\right) + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2\pi c_2^2}} \exp\left(-\frac{(f-f_2)^2}{2c_2^2}\right), \quad (1)$$

где $S(f)$ – спектральная функция; f_1 – частота колебаний волн Майера; f_2 – частота колебаний волн РСА; c_1, c_2 – стандартные отклонения ЧСС; σ_1^2 – мощность НЧ диапазона кардиосигнала и σ_2^2 – мощность ВЧ диапазона кардиосигнала.

Определив спектральную функцию $S(f)$ сигнала $S(t)$, временные ряды вычисляем путем обратного дискретного преобразования Фурье последовательности комплексных чисел с амплитудой равной $\sqrt{S(f)}$ и фазами, которые случайным образом распределены между 0 и 2π . Обратное дискретное преобразование Фурье (ОДПФ) определяется как,

$$x_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y_k e^{\frac{2\pi i}{N} kn}, \quad n = 0, \dots, N-1,$$

где N – количество значений сигнала, а также количество компонент разложения; x_n – значения сигнала; y_k – N комплексных амплитуд синусоидальных сигналов, слагающих исходный сигнал.

Алгоритм вычисления ОДПФ имеет существенный недостаток – большое количество вычислительных операций, особенно при больших значениях N . ОДПФ с N отчетами сигнала x_n ставит в соответствие N комплексных отчетов спектра y_k , причем для вычисления одного отчета сигнала требуется N операций комплексного умножения и столько же операций комплексного сложения.

Более эффективным является алгоритм обратного быстрого дискретного преобразования Фурье (ОБДПФ), который позволяет ускорить процесс вычисления за счёт разделения вектора коэффициентов на два вектора, рекурсивного вычисления дискретного преобразования Фурье для них, и объединения результатов в одно ОБДПФ.

Умножением временных рядов на масштабные коэффициенты и прибавлением к ним значений смещений вычисляются необходимые средние значения и стандартные отклонения параметров синтезируемого кардиосигнала. С помощью генератора случайных чисел определяются различные реализации случайной фазы кардиосигнала. Таким образом, множества различных временных рядов порождаются с заданными временными и спектральными характеристиками кардиосигнала с учетом случайной фазы реализации.

Для определения динамической системы кардиосигнала необходимо описать фазовое пространство, множество моментов времени и некоторые правила, которые описывают траекторию движения точек в фазовом пространстве во времени. Способ описания динамической системы кардиосигнала определяется путем построения трехмерного фазового пространства и траектории, которые описывают каждое сердцебиение с учетом заданной морфологии кардиоцикла (рис. 2). Для описания траектории движения точек в трехмерном фазовом пространстве динамической системы кардиосигнала необходимо определить уравнения движения.

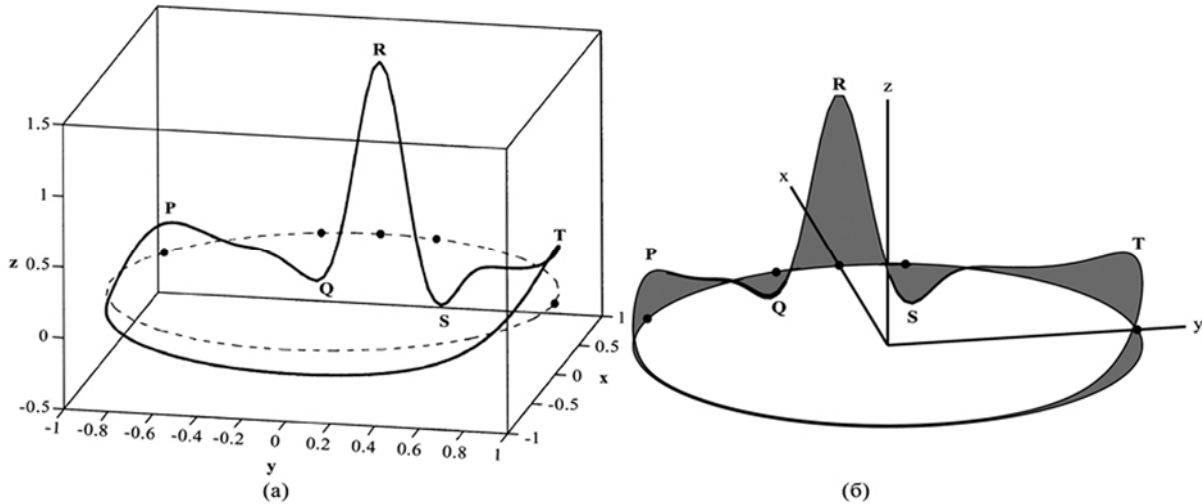


Рис. 2. Трехмерное фазовое пространство (а) и траектория динамической системы кардиосигнала (б), где P, Q, R, S и T – зубцы кардиоцикла

Динамические уравнения движения описываются тремя обыкновенными дифференциальными уравнениями (ОДУ) [McSharry et. al., 2003]:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \alpha x - \omega y, \\ \dot{y} &= \alpha y - \omega x, \\ \dot{z} &= - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} \alpha_i \Delta \theta_i \exp\left(\frac{-\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0), \end{aligned} \tag{2}$$

где $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$, $\theta = \text{atan2}(y, x)$ – угол траектории (четвертый квадрант арктангенса действительной части x и y , где $-\pi \leq \text{atan2}(y, x) \leq \pi$); ω – угловая скорость траектории; α – высота зубца; b – длительность зубца; z – смещение кардиоцикла; i – номер кардиоцикла; P, Q, R, S, T – зубцы кардиоцикла.

Угловая скорость траектории в трехмерном фазовом пространстве $\omega(t)$ в формуле (2) задается как

$$\omega(t) = \frac{2\pi}{T(t)}, \text{ при } t_n \leq t < t_n + 1, \tag{3}$$

где ω – угловая скорость, t – время, T – временной ряд, n – номер кардиоцикла.

Морфология кардиоцикла задается определением ряда экспонент для формирования траектории в направлении z -плоскости трехмерного фазового пространства динамической системы кардиосигнала. Экстремумы зубцов кардиоцикла P, Q, R, S и T определяются в трехмерном фазовом пространстве путем вычисления пяти углов: Θ_P , Θ_Q , Θ_R , Θ_S и Θ_T . Отклонение изолинии кардиосигнала учитывается соединением значения z_0 в формуле (2)

с частотой колебаний волн РСА f_2 в формуле (1):

$$z_0(t) = A \sin(2\pi f_2 t), \quad (4)$$

где z – результирующая функция синтеза кардиосигнала; t – время; A – амплитуда совокупного шума; f_2 – частота волн РСА.

Результатом синтеза кардиосигнала $s(t)$ является вертикальный z -компонент трехмерной динамической системы, определенный формулой (2), полагая $s(t) = z(t)$.

Для управления динамической системой (2) необходимо вычислить кардиоинтервалогаммы, выраженные временными рядами $T(t)$ и определенные по формуле (1). В результате вычислений синтезированные RR -интервалы кардиосигнала имеют спектральную мощность, заданную параметрами модели (таб. 1).

Таблица 1. Временные и спектральные параметры модели синтеза кардиосигнала

Описание параметра	Обозначение	Значение по умолчанию
Количество ударов сердца	N	256
Частота дискретизации кардиосигнала	f_{ecg}	256 Гц
Частота дискретизации временных рядов	f_{int}	512 Гц
Амплитуда совокупного шума	A	0.1 мВ
Средняя ЧСС	h_{mean}	60 ударов в минуту
Стандартное отклонение ЧСС	h_{std}	1 удар в минуту
Пик частоты волн Майера	f_1	0.1 Гц
Пик дыхательной частоты	f_2	0.25 Гц
Стандартное отклонение НЧ диапазона	c_1	0.1 Гц
Стандартное отклонение ВЧ диапазона	c_2	0.1 Гц
Коэффициент отношения НЧ к ВЧ диапазону	γ	0.5

Моделирование процессов в непрерывных динамических системах сводится к численному решению задачи Коши:

$$x' = f(t, x), \quad x(t_0) = x_0, \quad t_0 \leq t \leq (t_0 + T),$$

где x – n -мерный вектор переменных состояния; f – n -мерная вектор-функция правых частей; t – независимая переменная; T – величина интервала интегрирования.

Для решения уравнений (2) используем методы Рунге–Кутты, которые являются наиболее популярными одношаговыми методами численного решения ОДУ.

Рассмотрим задачу приближенного вычисления решения задачи (2) в точке $x_0 + s$, s – некоторое положительное число, называемое величиной шага. Схема метода типа Рунге–Кутты для вычисления $y_1 \approx y(x_0 + s)$ выглядит следующим образом: зафиксируем некоторое $s \in N$ – число этапов (стадий) метода и зададим матрицу $A = (a_{ij})_{i,j=1}^s$, векторы b и c размерности s , которые представим в виде таблицы Бутчера [Фалейчик, 2010]:

$$\begin{array}{c|ccc}
 & 0 & & \\
 & c_2 & a_{21} & \\
 c & \left| \begin{array}{c} A \\ b^T \end{array} \right. & c_3 & \begin{array}{c} a_{31} \quad a_{32} \\ \vdots \quad \vdots \quad \ddots \end{array} \\
 & c_s & \begin{array}{c} a_{s1} \quad a_{s2} \quad \cdots \quad a_{ss-1} \\ b_1 \quad b_2 \quad \cdots \quad b_{s-1} \quad b_s \end{array}
 \end{array} \quad (5)$$

Для вычисления y_1 сначала необходимо найти s вспомогательных величин $\{k_i\}_{i=1}^s$ по формуле

$$k_i = f \left(x_0 + c_i h, y_0 + h \sum_{j=1}^s a_{ij} k_j \right), \quad j = \overline{1, s}, \quad (6)$$

таким образом, искомое значение вычисляется как

$$y_1 = y_0 + h \sum_{i=1}^s b_i k_i.$$

Кроме записи (6), метод Рунге–Кутты можно представить в эквивалентной форме. Принимая

$$Y_i = y_0 + h \sum_{j=1}^s a_{ij} k_j,$$

из (6) получаем

$$Y_i = y_0 + h \sum_{j=1}^s a_{ij} f(x_0 + c_j h, Y_j), \quad i = \overline{1, s},$$

$$y_1 = y_0 + h \sum_{j=1}^s b_j f(x_0 + c_j h, Y_j).$$

Если в (5) положить $c_0 = 0$ и $a_{ij} = 0$ при всех $i \leq j$, тогда метод вычисления $y_1 \approx y(x_0 + s)$, определенный (6), называется явным s -порядковым методом Рунге–Кутты.

Общая схема вычисления $\{k_i\}$ по формуле (6) для явных методов Рунге–Кутты имеет следующий вид:

$$\begin{aligned} k_1 &= f(x_0, y_0), \\ k_2 &= f(x_0 + c_2 h, y_0 + h a_{21} k_1), \\ k_3 &= f(x_0 + c_3 h, y_0 + h(a_{31} k_1 + a_{32} k_2)), \\ &\dots \\ k_s &= f(x_0 + c_s h, y_0 + h(a_{s1} k_1 + \dots + a_{s, s-1} k_{s-1})). \end{aligned} \quad (7)$$

Для коэффициентов метода Рунге–Кутты должны быть выполнены условия

$$\sum_{j=1}^{i-1} a_{ij} = c_i \quad \text{для } i = 2, \dots, s.$$

Для решения уравнений, не требующих очень высокой точности с оптимальными затратами вычислительных ресурсов, применяется метод Рунге–Кутты 4-го порядка. Из (7) для $s = 4$ получим

$$\begin{aligned} k_1 &= f(x_0, y_0), \\ k_2 &= f(x_0 + c_2 h, y_0 + h a_{21} k_1), \\ k_3 &= f(x_0 + c_3 h, y_0 + h(a_{31} k_1 + a_{32} k_2)), \\ k_4 &= f(x_0 + c_4 h, y_0 + h(a_{41} k_1 + a_{42} k_2 + a_{43} k_3)). \end{aligned}$$

Для упрощения вычислений частота дискретизации временных рядов f_{int} принимается равной кратному целому значению частоты дискретизации кардиосигнала f_{ecg} . Таким образом, уравнения движения траектории в трехмерном фазовом пространстве динамической системы кардиосигнала (2) решаются с использованием метода Рунге–Кутты четвертого порядка [Press et. al., 1996] и при этом учитываются значения угловой скорости $\omega(t)$.

Анализ реальных кардиосигналов показывает, что интервалы между экстремумами зубцов кардиосигнала коррелируют со значениями ЧСС. С увеличением ЧСС ширина желудочкового комплекса становится короче, так как в это время симпатический тонус ВНС увеличи-

вает скорость проведения крови через желудочки сердца. Этот фактор учитывается путем изменения экспоненты в формуле (1), определением положений углов Θ , а также введением коэффициента зависимости α от средней ЧСС: $\alpha = \sqrt{h_{mean} / 60}$, где h_{mean} – средняя ЧСС.

Модель для синтеза кардиосигнала требует выбора параметров (табл. 1, табл. 2). Параметры модели определяют поведение динамической системы кардиосигнала в трехмерном фазовом пространстве.

Таблица 2. Морфологические параметры модели синтеза кардиосигнала

Зубец кардиоцикла	Время (сек)	Угол Θ_i (радиан)	a_i	b_i
P	-0.2	$-1/3\pi\sqrt{\alpha}$	1.2	0.25α
Q	-0.05	$-1/12\pi\alpha$	-5.0	0.1α
R	0	0	30.0	0.1α
S	0.05	$1/12\pi\alpha$	-7.5	$0.1\pi\alpha$
T	0.3	$1/2\pi$	0.75	0.1α

Алгоритм и программный комплекс для синтеза кардиосигнала

Предложенный алгоритм синтеза кардиосигнала состоит из 9 этапов:

1. Ввод временных и спектральных параметров кардиоцикла.
2. Ввод параметров морфологии кардиоцикла.
3. Верификация параметров кардиосигнала.
4. Генерация случайных чисел для выбранных параметров.
5. Синтез кардиоинтервалограмм с частотой дискретизации f_{int} .
6. Синтез RR -интервалов с вычислением угловой скорости $\omega(t)$.
7. Составление уравнений трехмерной динамической системы кардиосигнала.
8. Решение составленных уравнений методом Рунге–Кутты четвертого порядка.
9. Синтез кардиосигнала с частотой дискретизации f_{ecg} .

Блок-схема алгоритма синтеза кардиосигнала на основе квазипериодической двухкомпонентной динамической модели с использованием временных рядов и метода Рунге–Кутты четвертого порядка представлена на рис. 3.

В алгоритм добавлены функции верификации данных для контроля ошибок пользователя. В случае, если параметры для синтеза кардиосигнала введены неверно, будет произведен возврат к пункту 1 или 2, в зависимости от ошибки, с целью корректировки введенных параметров кардиосигнала.

Использование модели (2) и алгоритма на её основе предоставило возможность для разработки программного комплекса, который позволяет синтезировать кардиосигнал с реалистичной формой кардиоциклов. Программный комплекс для синтеза кардиосигнала разработан автором с использованием профессиональной интегрированной среды разработки программного обеспечения *Microsoft Visual Studio 2010* и языка программирования *Microsoft C#* [Казаков, 2012].

Преимущества языка программирования *Microsoft C#*: подлинная объектная ориентированность, компонентно-ориентированное программирование, безопасный код (по сравнению с языками *C* и *C++*), унифицированная система типизации, поддержка событийно-ориентированного программирования, «Родной» язык для создания приложений в среде *.NET*, объединение лучших идей современных языков программирования: *Java*, *C++*, *Visual Basic* и им подобные. Для хранения данных кардиосигнала используется универсальный формат хранения данных – *XML*, который позволяет осуществлять обмен данными между программными комплексами, в том числе и по средствам глобальной сети Интернет [Esposito, 2000].

Применение технологий *Microsoft* и языка разметки *XML* предоставляет возможность для быстрой и качественной разработки сложных программных комплексов и систем, в том числе и в области биомедицинских систем [Nagel et. al., 2010].

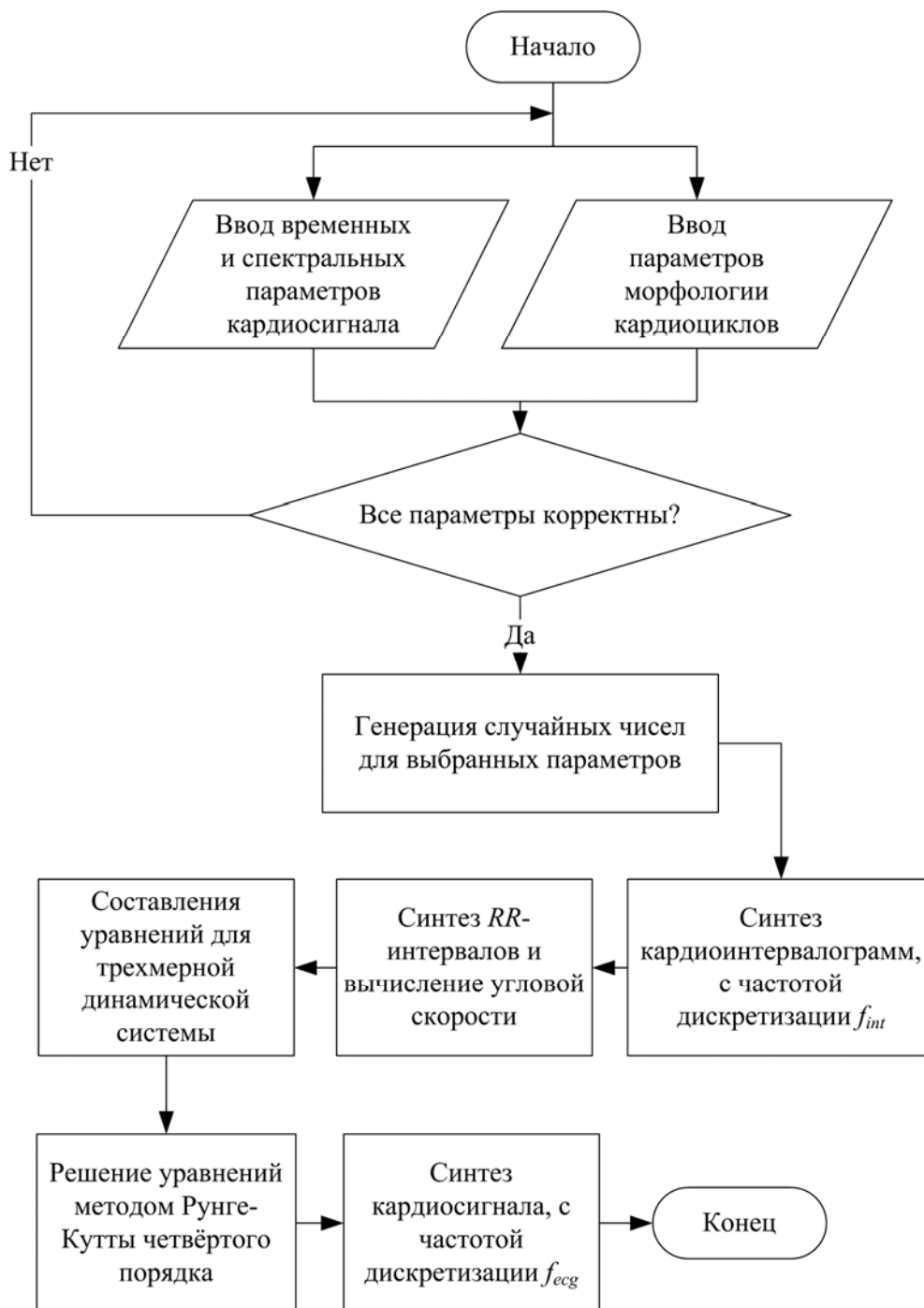


Рис. 3. Блок-схема алгоритма синтеза кардиосигнала на основе квазипериодической двухкомпонентной динамической модели с использованием временных рядов и метода Рунге–Кутты четвертого порядка

Результаты и их обсуждение

Эксперимент по синтезу кардиосигнала с различными значениями ЧСС показал, что возможность определения параметров морфологии кардиоциклов обеспечила реалистичную форму синтезированному кардиосигналу. На рис. 4 показано, что с увеличением ЧСС ширина желудочковых комплексов становится короче.

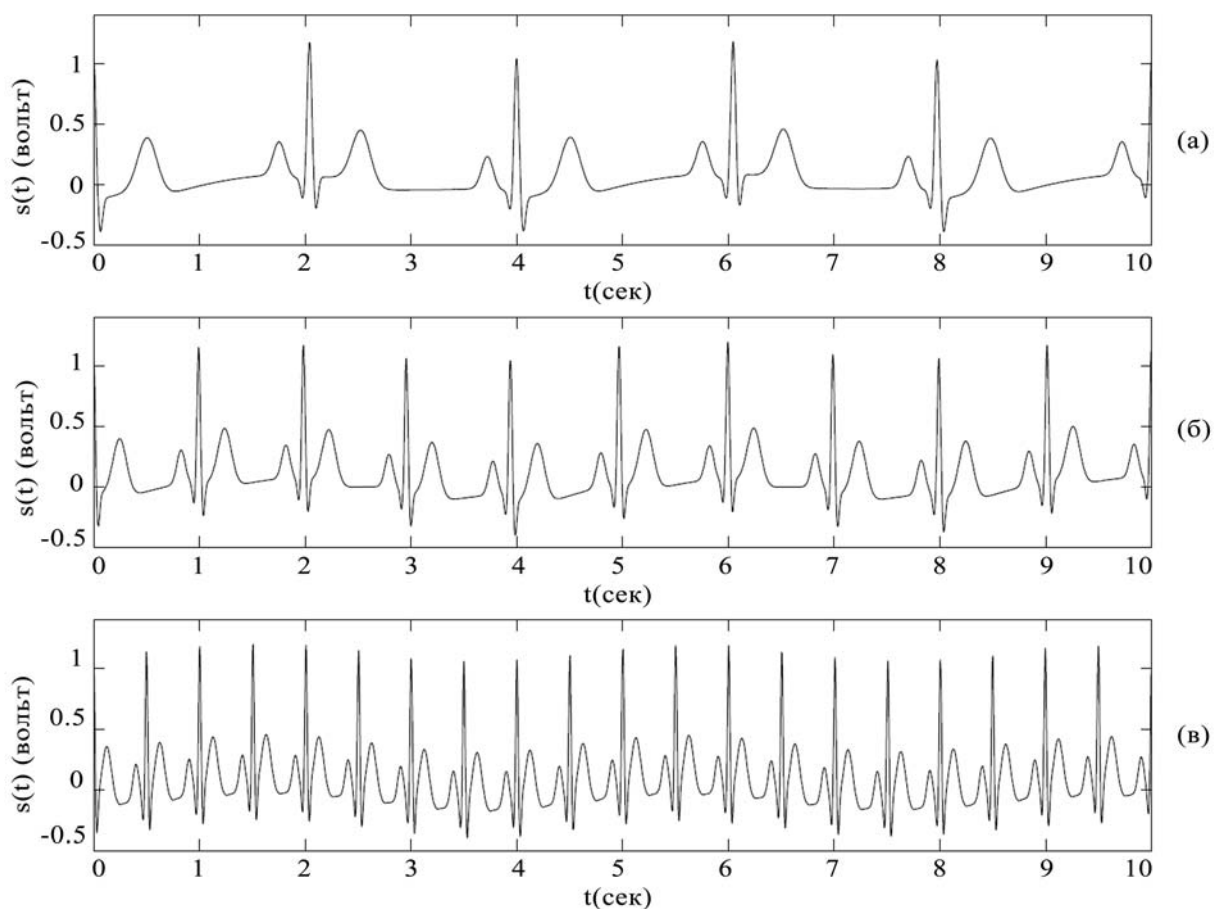


Рис. 4. Синтезированные кардиосигналы. (а) 30 ударов в минуту, (б) 60 ударов в минуту и (в) 120 ударов в минуту

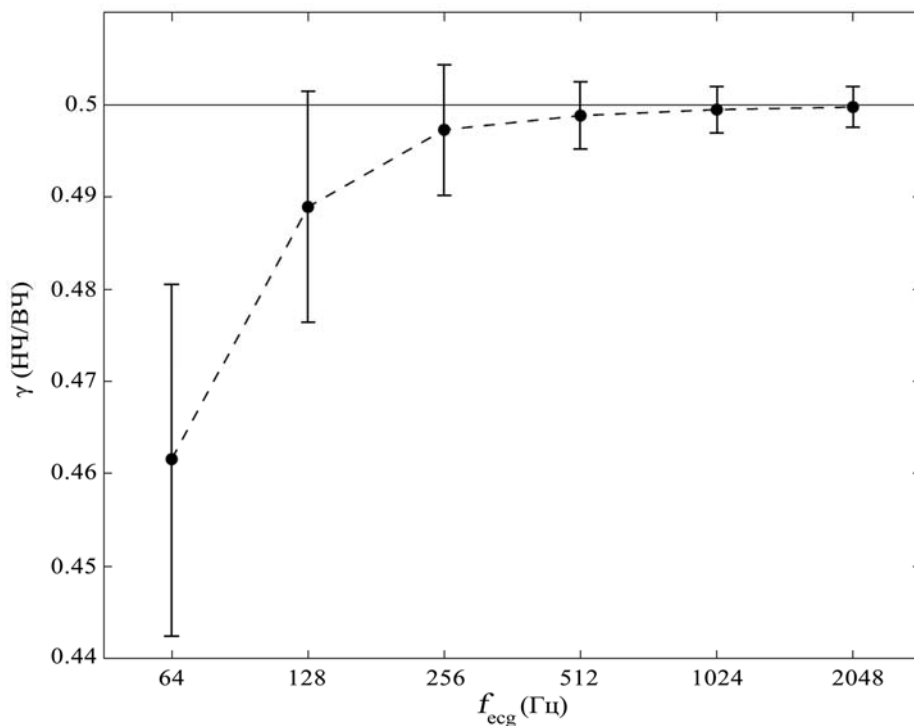


Рис. 5. Зависимость точности коэффициента γ от частоты дискретизации кардиосигнала $f_{сгг}$

Использование генератора случайных чисел и параметра стандартного отклонения ЧСС позволило синтезировать кардиосигнал со случайными фазами реализации. Эксперимент показал, что частота дискретизации кардиосигнала f_{ecg} значительно влияет на точность показателей ВСР. Для оценки точности показателей ВСР исходное значение коэффициента отношения НЧ и ВЧ диапазонов синтезированного кардиосигнала γ равно 0.5 и обозначено горизонтальной линией на рис. 5. Значение коэффициента γ значительно занижено, если частота дискретизации кардиосигнала $f_{ecg} < 512$ Гц, и эта зависимость доказана в работе [Abboud, Barnea, 1995]. Метод – периодограмма Ломба позволяет эффективно находить реальные периодичности в наблюдательных данных. Погрешность оценки точности коэффициента γ представляет собой стандартное отклонение значения каждого тысячного числа циклов Монте-Карло, где распределение со средними значениями равно плюс-минус одно стандартное отклонение. Оценка точности коэффициента γ , коррелирующего с частотой дискретизации кардиосигнала f_{ecg} , вносит в оценку незначительную дисперсию ошибок [Clifford, 2002] и, следовательно, отклонение оценок в меньшую сторону с учетом частоты дискретизации кардиосигнала f_{ecg} можно рассматривать как незначительное.

Заключение

Квазипериодическая двухкомпонентная динамическая модель для синтеза кардиосигнала с использованием временных рядов и метода Рунге–Кутты четвёртого порядка, а также разработанный алгоритм и программный комплекс на её основе предоставили возможность для синтеза кардиосигналов с выбором морфологии кардиоцикла и параметров, которые управляют структурой кардиосигнала как во временной, так и в спектральной области. Возможность определения морфологии кардиоцикла обеспечила синтез кардиосигнала реалистичной формы. Путем эксперимента по синтезу кардиосигнала выявлена взаимосвязь его диагностических признаков. Применение модели, алгоритма и программного комплекса позволяет сравнивать и оценивать различные методы обработки кардиосигнала и выбирать те методы, которые наилучшим образом соответствуют установленным требованиям.

Список литературы

- Абрамов М. В. Вестник кибернетики. 2010. № 9. С. 85–91.
- Ахметханов Р. С. Применение теории фракталов и вейвлет-анализа для выявления особенностей временных рядов при диагностике систем // Вестник научно-технического развития. – 2009. № 1(17). – С. 26–31.
- Белоцерковский О. М., Виноградов А. В., Галатян Э. Э., Тарасов А. С., Шебко С. В. Способ кодирования данных ЭКГ в модели контурного и динамического анализа ЭКГ В: Компьютер и мозг. Под ред. Белоцерковского О. М. М: Изд-во Новые технологии, 2005. – С. 241–255.
- Казаков Д. В. Анализ variability сердечного ритма спортсмена на основе расчета коэффициентов Р.М. Баевского. Естественные и технические науки. – 2011. № 5. – С. 260–261.
- Казаков Д. В. Кодирование кардиосигнала на основе дискретного вейвлет-преобразования. Отраслевые аспекты технических наук. – 2011. № 8. – С. 4–7.
- Казаков Д. В. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012611653. Программный комплекс для моделирования биометрических сигналов человека. Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 14.02.2012, заявка № 2011617324 от 30.09.2011, автор и правообладатель Казаков Д. В.
- Ладяев Д. А., Федосин С. А. Моделирование ЭКГ-сигнала. Информационные технологии моделирования и управления. – 2006. № 6 (31). – С. 702–709.

- Портнов Е. М., Казаков Д. В.* Разработка алгоритма выделения желудочковых комплексов кардиосигнала на основе дискретного вейвлет-преобразования и пороговой обработки шумоподавления. Оборонный комплекс научно-техническому прогрессу России. – 2012. № 1. – С. 51–57.
- Фалейчик Б. В.* Одношаговые методы численного решения задачи Коши : учеб.-метод. пособие / Б. В. Фалейчик. – Минск: БГУ, 2010. – С. 16–20.
- Abboud S. Barnea O.* Computers in Cardiology, 1995. – P. 461–464.
- Nagel C., B. Eyjen, J. Glynn, K. Watson, M. Skinner.* Professional C# 4.0 and .NET 4: Manchester Wrox Press Ltd, 2010. – P. 118–126.
- Clifford G.* Signal Processing Methods for Heart Rate Variability. PhD Thesis. St. Cross College, 2002.
- Esposito D.* Exchanging Data Over the Internet Using XML. *MSDN Magazine*. 2000. April 2000 issue. URL: <http://msdn.microsoft.com/en-us/magazine/cc301512.aspx> (дата обращения: 28.02.2012).
- Kuusela T. A., Kaila T. J., Kahonen M.* Fine structure of the low-frequency spectra of heart rate and blood pressure. *BMC Physiology*. – 2003. V.3.
- Ludwig C.* Beitrage zur Kenntnis des Einflusses der Respirationsbewegung auf den Blutlauf im Aortensystem. *Arch. Anat. Physiol.* – 1847. – P. 242–304.
- McSharry P. E., Clifford G., Tarassenko L., Smith L. A.* A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 2003. – V. 50(3). – P. 289–294.
- Paul J. S., Reddy M. R., Kumar V. J.,* *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 2000. – V. 47(5). – P. 654–663.
- Potter M., Gadhok N., Kinsner W.* *IEEE CCECE Canadian Conf. on Elec. and Comp. Eng.* – 2002. – V. 2. – P. 1099–1104.
- Press W. H., Flannery B. P., Teukolsky S. A., Vetterling W. T.,* *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing.* New York: Cambridge University Press, 1996.
- Schreiber T., Kaplan D. T.* *Chaos.* – 1996. – V. 6(1). – P. 87–92.
- Stefanovska A., Lotric M. B., Strle S., Haken H.* The cardiovascular system as coupled oscillators. *Physiol. Meas.* – 2001. V. 22(3). – P. 535–550.