

Модель пульсового механизма на основе волнового описания сигнала

#8 август 2005

DOI: 10.7463/0805.0551212

Булдакова Т. И.

УДК 681.5.015

Россия, Саратовский государственный технический университет

buldakova@bmstu.ru

Введение

Одним из способов изучения различных процессов и явлений реальной жизни является построение и исследование их математических моделей. Этот подход позволяет абстрагироваться от изучаемого объекта путем перехода на язык математического описания. Существуют разные способы построения моделей динамических систем (ДС). Большинство из них оперируют либо с информацией о физических процессах, протекающих в системах, либо с данными о выходных реакциях систем на заданные входные воздействия.

Наиболее сложным является случай, когда информация о входных воздействиях отсутствует или недоступна, и нет возможности достаточно полно и точно математически описать физические процессы в системе. Обычно такая ситуация возникает в случае так называемого «черного ящика», когда доступной для наблюдения является только зависимость от времени одной из характеристик, описывающих состояние системы. Такая зависимость $a(t)$, измеренная в течение конечного времени T , называется наблюдаемой (или реализацией) системы, а при дискретизации с шагом Δt ($a(i\Delta t)=a_i$, $i=1,N$; $N=[T/\Delta t]$) она носит название временного ряда. В этом случае говорят о реконструкции системы по наблюдаемой временной реализации. Она относится к так называемым обратным задачам и не имеет однозначного решения.

В настоящее время алгоритмы реконструкции интенсивно разрабатываются в рамках нелинейной динамики [1]. Они используют разные способы восстановления фазового пространства системы и позволяют получить математическую модель ДС в виде разностных или дифференциальных уравнений по сигналу, регистрируемому в эксперименте. Подобные модели являются нелинейными, содержат большое количество

параметров и сложны для исследования. Однако согласно теореме Гробмана - Хартмана, в некоторой окрестности динамическая система топологически эквивалентна некоторой линейной системе [2]. В рассматриваемом случае такой окрестностью является положение устойчивого равновесия в виде предельного цикла. В статье предложен метод получения модели пульсового механизма в виде линейных дифференциальных уравнений на основе волнового описания сигнала.

1. Волновое представление сигнала и его модельное уравнение

Регистрируемые биосигналы (сердечные ритмы, пульсовые сигналы, функции внешнего дыхания) имеют хорошо различимые волнообразные формы (рис. 1). Поэтому к ним может быть применено волновое представление.

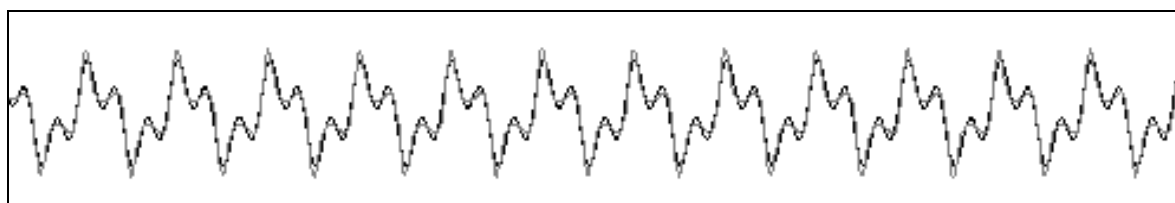


Рис. 1. Запись пульсового сигнала

Линейное волновое описание - это представление регистрируемого сигнала $w(t)$ в функциональном пространстве, в котором базисом является конечный набор функций $f_i(t)$, $i = 1, \dots, m$.

$$w(t) = c_1 f_1(t) + c_2 f_2(t) + \dots + c_m f_m(t). \quad (1)$$

Здесь c_i - это кусочно-постоянные весовые коэффициенты.

Сигнал $w(t)$, согласно уравнению (1), может быть представлен в момент времени t некоторой взвешенной линейной комбинацией известных базисных функций $f_i(t)$, имеющих неизвестные весовые коэффициенты c_i . Причем коэффициенты c_i могут время от времени скачком изменять свои значения случайным кусочно-постоянным образом.

Представление сигнала в терминах волнового описания дает информацию другого рода, по сравнению со статистическим подходом. Действительно, статистическое описание несет информацию о среднем значении, дисперсии, спектральной плотности и т.п., основанных на длиннопериодических осреднениях (среднем поведении на

относительно длинном интервале времени). Характер же изменения конкретной реализации $w(t)$ на малых отрезках времени остается вне рамок статистического подхода.

В качестве альтернативы для исследования поведения системы часто удобнее использовать описание сигналов не в виде уравнения (1), а в виде уравнения соответствующей модели состояния, представляемой дифференциальным уравнением, которому функция $w(t)$ удовлетворяет почти всюду. В основу методики получения такого дифференциального уравнения положим теорию операционного исчисления.

Для линейной стационарной системы n -го порядка с одним входом $u = u(t)$ и одним выходом $y = y(t)$ уравнение состояния можно записать в форме «вход – выход». Получим

$$a_n y^{(n)} + a_{n-1} y^{(n-1)} + \dots + a_1 \dot{y} + a_0 y = b_m u^{(m)} + \dots + b_1 \dot{u} + b_0 u, \quad (2)$$

где a_i и b_j - некоторые числовые коэффициенты.

Пусть $u(t) = 0$ при $t \leq 0$ и система имеет следующие начальные условия $y(0) = y_0$; $y'(0) = y_0'$; ...; $y^{(n-1)}(0) = y_0^{(n-1)}$.

Найдем преобразование Лапласа от обеих частей уравнения (2) при указанных начальных условиях. Получим

$$\begin{aligned} (a_n p^n + a_{n-1} p^{n-1} + \dots + a_1 p + a_0) \cdot y(p) = & (b_m p^m + \dots + b_1 p + b_0) \cdot u(p) + \\ & + y_0 \cdot (a_n p^{n-1} + a_{n-1} p^{n-2} + \dots + a_1) + y_0' \cdot (a_n p^{n-2} + a_{n-1} p^{n-3} + \dots + a_2) + \\ & + \dots + y_0^{(n-2)} \cdot (a_n p + a_{n-1}) + y_0^{(n-1)} \cdot a_n. \end{aligned} \quad (3)$$

Уравнение (3) можно переписать более компактно:

$$D(p) \cdot y(p) = B(p) \cdot u(p) + M(p). \quad (4)$$

Отсюда

$$y(p) = \frac{B(p)}{D(p)} \cdot u(p) + \frac{M(p)}{D(p)}, \quad (5)$$

где $w(p) = \frac{B(p)}{D(p)}$ - передаточная функция замкнутой системы; $D(p)$ - характеристический полином; $M(p)$ - полином начальных условий.

Преимуществом применения операционного исчисления к анализу систем является то, что оно позволяет сразу же ввести в изображение (4) начальные условия. В результате получающееся решение уравнения (4) оказывается автоматически им удовлетворяющим.

Метод операционного исчисления применен в [3] для получения модели неизвестных волновых возмущений, действующих на входе системы управления, для проектирования регуляторов, приспособляющихся к реальным возмущениям.

Уравнение (1) можно рассматривать как известное общее решение искомого неизвестного дифференциального уравнения модели. Эта задача (дано решение, найти уравнение) в теории дифференциальных уравнений называется обратной, и в общем случае она имеет множество решений. В данном случае задача облегчается, так как известны базисные функции f_i .

Предположим, что для каждой такой функции $f_i(t)$ существует преобразование по Лапласу

$$f_i(s) = \frac{P_i(s)}{Q_i(s)}. \quad (6)$$

Коэффициенты c_i будем временно рассматривать как константы. Тогда

$$w(s) = c_1 \cdot f_1(s) + c_2 \cdot f_2(s) + \dots + c_m \cdot f_m(s) = \frac{P(s)}{Q(s)}, \quad (7)$$

где $P(s)$ и $Q(s)$ соответственно полиномы p -й и q -й степени, $0 \leq p \leq q < \infty$.

Полином числителя включает коэффициенты c_i , а полином знаменателя является наименьшим общим знаменателем среди совокупности полиномов знаменателей $Q_i(s)$ в преобразованных по Лапласу базисных функциях $f_i(s)$.

Перепишем уравнение (7) в следующем виде

$$w(s) = \frac{1}{Q(s)} \cdot P(s). \quad (8)$$

Тогда сигнал $w(t)$, как указано в [4], в соответствии с теорией операционного исчисления можно рассматривать как выходную переменную фиктивной линейной динамической системы с передаточной функцией, равной $\frac{1}{Q(s)}$, и ненулевыми начальными условиями $\{w(0), \dot{w}(0), \ddot{w}(0), \dots\}$, которые при использовании преобразования Лапласа дают полином $P(s)$ в уравнении (8).

Представим функцию $Q(s)$ в виде

$$Q(s) = s^p + q_p s^{p-1} + q_{p-1} s^{p-2} + \dots + q_1. \quad (9)$$

Тогда сигнал $w(t)$ удовлетворяет линейному однородному дифференциальному уравнению с постоянными параметрами:

$$\frac{d^p w}{dt^p} + q_p \cdot \frac{d^{p-1} w}{dt^{p-1}} + q_{p-1} \cdot \frac{d^{p-2} w}{dt^{p-2}} + \dots + q_2 \cdot \frac{dw}{dt} + q_1 w = 0. \quad (10)$$

Коэффициенты q_j известны, так как они определяются структурой преобразования Лапласа от базовых функций f_i , которые предполагаются известными.

Выше предполагалось, что коэффициенты в уравнении (1) являются постоянными, и при этом предположении было получено уравнение (10). Чтобы учесть математически возможные скачкообразные изменения коэффициентов c_i , в работе [3] предлагается добавить к однородному уравнению (10) внешнюю вынуждающую силу $\delta(t)$, которая состоит из последовательности случайно появляющихся импульсных функций Дирака.

Таким образом, модель состояния окончательно примет вид

$$\frac{d^p w}{dt^p} + q_p \cdot \frac{d^{p-1} w}{dt^{p-1}} + \dots + q_1 \cdot w = \delta(t). \quad (11)$$

Заметим, что импульсная вынуждающая функция $\delta(t)$ совершенно неизвестна и включена в математическую модель с символической целью для описания неизвестных скачков коэффициентов c_i . Кроме того, скачки коэффициентов, вследствие введения импульсной функции $\delta(t)$, приводят к «обновлению» модели. Другими словами, появление импульсной вынуждающей функции $\delta(t)$ на входе системы приводит к тому, что модель стартует как бы заново, с новыми начальными условиями. Действительно, коэффициенты c_i входят в полином $P(s)$ уравнения (8), который является полиномом начальных условий.

Дифференциальное уравнение модели p -го порядка можно записать в переменных состояния, считая, что $x_1 = w$. Тогда

$$\begin{aligned}
\dot{x}_1 &= x_2 + \delta_1(t), \\
\dot{x}_2 &= x_3 + \delta_2(t), \\
&\dots \\
\dot{x}_{p-1} &= x_p + \delta_{p-1}(t), \\
\dot{x}_p &= -q_1 \cdot x_1 - q_2 \cdot x_2 - \dots - q_p \cdot x_p + \delta_p(t),
\end{aligned} \tag{12}$$

где $\delta_1(t), \delta_2(t), \dots, \delta_p(t)$ -последовательность импульсных функций Дирака неизвестной интенсивности.

В системе (12) вектор $X = (x_1, x_2, \dots, x_p)$ является вектором состояния сигнала $w(t)$. В отличие от состояния ДС, состояние $x(t)$ не связано с определенными физическими характеристиками системы. Оно несет информацию о мгновенном состоянии сигнала $w(t)$ в момент времени t , хотя будущее поведение сигнала может быть неизвестно.

2. Алгоритм формирования модельного уравнения

Разработанные модели (уравнение (11) и система (12)) описывают функционирование линейной стационарной системы с ненулевыми начальными условиями, которая генерирует волнообразные сигналы $w(t)$. При этом если $w(t)$ является многомерным возмущением, имеющим l компонентов, т.е. $w = (w_1, w_2, \dots, w_l)$, то модель состояния вида (11) должна быть получена для каждой независимой компоненты $w_i(t)$. Если же возмущение w_j функционально связано с w_i , например, $w_j = dw_i/dt$, то следует использовать модифицированную форму уравнения (14), по которой $w_i = x_1$, $w_j = x_2$, где $\dot{x}_1 = x_2$ и т.д.

Модели состояния на основе волнового подхода описывают сигналы $w(t)$, базисные функции f_i которых состоят из констант; функций, изменяющихся с постоянной скоростью или постоянным ускорением; временных полиномов общего вида; затухающих, возрастающих или установившихся синусоид; затухающих или возрастающих экспонент; последовательностей импульсов и т.п. В этом случае коэффициенты q_i в уравнении (11) являются константами.

Алгоритм формирования модели системы в виде линейного дифференциального уравнения p - го порядка состоит из следующих шагов.

1). Выявление базисных функций f_i экспериментального сигнала $w(t)$, например, с помощью нейронной сети, функционирующей по принципу зрительной системы человека [5];

2). Представление преобразованных по Лапласу базисных функций в виде (6);

3). Вычисление полинома $Q(s)$ как наименьшего общего знаменателя среди знаменателей преобразованных по Лапласу базисных функций;

4). Формирование коэффициентов q_i , т.е. представление $Q(s)$ в виде (9);

5). Формирование модели системы в виде (11) или (12).

Полученные модели (11) и (12) относятся к классу так называемых обновляющихся моделей. Такие модели широко применяются, например, при обработке больших массивов экспериментальных данных, полученных при исследовании поверхности океана [6]. Появление импульсных функций Дирака неизвестной интенсивности на входе модели (11) приводит к скачкообразному изменению начальных условий. В результате модель стартует как бы заново.

Как выше отмечалось, введение импульсных функций Дирака связано со скачкообразными изменениями неизвестных коэффициентов c_i в (1). Вводя эти коэффициенты, К.Джонсон фактически внес элементы нестационарности в описание волнового процесса (на коротких интервалах времени). Эта нестационарность затем проявляется с помощью искусственно введенных импульсных функций. Таким образом, хотя модели (11) и (12) описывают линейные стационарные системы с постоянными коэффициентами, скачкообразное изменение коэффициентов c_i вследствие появления на входе модели импульсных функций приводит к нестационарности функционирования системы.

3. Модельное уравнение пульсового механизма

Основной трудностью, с которой сталкивается исследователь при применении волнового подхода, является выбор базисных функций в уравнении (1). От этого выбора зависит численное значение порядка уравнения (11). Так, базисные функции, которые аппроксимируют запись сигнала $w(t)$ на относительно длинных интервалах времени, приводят к меньшим значениям порядка за счет усложнения алгебраической структуры уравнения (11). Если же $f_i(t)$ выбраны так, что аппроксимируют $w(t)$ на относительно коротких интервалах, то структура уравнения (11) упрощается за счет, как правило, большего значения порядка [4].

Кроме того, выбор базисных функций определяет частоту скачков c_i . Поэтому базисные функции в уравнении (1) должны выбираться так, чтобы частота скачков c_i находилась в пределах динамических возможностей реальной системы. Таким образом, необходим компромисс между точностью аппроксимации волновых форм $w(t)$ и частотой скачков c_i .

Выбор базисных функций для пульсового сигнала может основываться либо на анализе формы пульсовой волны, либо исходя из физических соображений [7].

Распознать форму пульсовой кривой можно двумя способами: визуально и с помощью нейронной сети. В первом случае исследователь визуально анализирует форму кривой и подбирает соответствующие базисные функции. В этом случае точность аппроксимации невелика. Во втором случае форма пульсовой кривой распознается нейронной сетью, действующей по принципу неокогнитрона. Признаки пульсовой кривой нейронная сеть сопоставляет с элементами (признаками) функций, хранящихся в базе данных кривых. Выходные сигналы сети определяют наличие элементов соответствующих кривых в пульсовом сигнале [8].

Пульсовый сигнал f лучевой артерии представляет собой совокупность колебательных элементов систолической (a), диастолической (b) и диастолической (c) волн единичного колебания сигнала (рис. 2). Наличие и степень выраженности указанных волн могут существенно отличаться у разных людей.

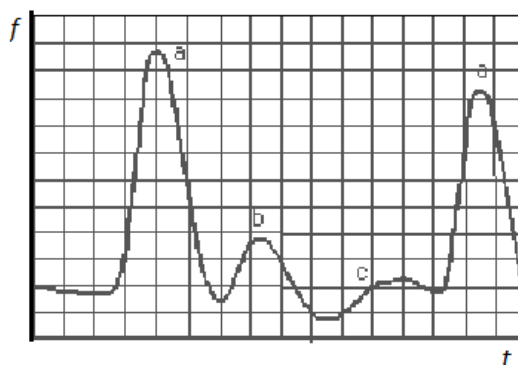


Рис. 2. Пульсовый сигнал

Форма пульсовой кривой зависит от силы и скорости сердечных сокращений, ударного объема крови и артериального давления, эластичности и тонуса стенок артерии, вязкости крови. Поэтому по информативным параметрам пульсовых кривых (амплитудным, временным, частотным и производным от них) можно оценить деятельность сердечно-сосудистой системы и состояние организма в целом.

Существует 6 основных типов пульса: быстрый, вялый, большой, маленький, ровный и грубый. Каждый тип пульса характеризуется определенным состоянием организма и имеет два подтипа. Сильный и слабый подтипы пульса в свою очередь классифицируются в 2 категории (с преобладанием положительной или отрицательной

энергии). В результате имеем 24 основных видов пульса, которые необходимо правильно идентифицировать [9].

В простейшем случае в качестве базисной функции одного периода сигнала можно выбрать затухающую синусоиду $y(t) = e^{-\alpha t} \cdot \sin \beta t$, которая приведена на рис. 3.

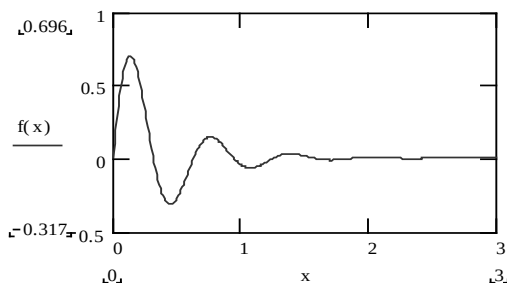


Рис. 3. Пример базисной функции

Тогда уравнение (1) примет вид:

$$w(t) = c_1 + c_2 e^{-\alpha t} \cdot \sin \beta t.$$

В соответствии с представленным алгоритмом модель состояния будет иметь вид

$$\frac{d^3 w}{dt^3} + 2\alpha \frac{d^2 w}{dt^2} + (\alpha^2 + \beta^2) \frac{dw}{dt} = \delta(t). \quad (13)$$

Результаты решения уравнения определяются параметрами α и β , которые определяются для конкретного вида пульсовой волны.

В более сложном случае в качестве базисных функций можно выбрать три синусоиды, описывающие систолическую, диастолическую и диастолическую волны соответственно с частотами α , β и γ . Тогда модельное уравнение пульсового механизма примет вид:

$$\frac{d^6 w}{dt^6} + \frac{d^4 w}{dt^4} (\alpha^2 + \beta^2 + \gamma^2) + \frac{d^2 w}{dt^2} (\alpha^2 \beta^2 + \alpha^2 \gamma^2 + \beta^2 \gamma^2) + w(t) \alpha^2 \beta^2 \gamma^2 = \delta(t), \quad (14)$$

где параметры α , β и γ определяются из экспериментальных данных.

При реализации моделей (13) и (14) необходимо решить вопрос выбора моментов появления импульсных функций. Возможны разные подходы. Так, в [3] предлагается выбирать эти моменты произвольным (случайным) образом. Данный подход оправдан, если отсутствует информация о возможном виде волнового сигнала. В [4] показано, что импульсные функции Дирака могут появляться через равные промежутки времени. Тогда за счет снижения точности аппроксимации можно снять неопределенность, связанную с моментами появления новых значений коэффициентов c_i .

В данном случае для адекватного описания функционирования пульсового механизма предлагается частоту появления импульсных функций выбирать, исходя из частоты пульсового сигнала. Период пульсового сигнала является случайной величиной. Поэтому моменты появления функций Дирака должны определяться статистическими характеристиками (математическим ожиданием и дисперсией) случайной величины – периода следования пульсового сигнала.

Введение в линейные модели (13) и (14) пульсового механизма периодической вынуждающей функции в виде последовательности импульсных функций Дирака позволяет смоделировать квазипериодический режим.

Реконструированные модели (13) и (14), фактически описывающие пульсирующий кровеносный сосуд, могут использоваться для оценки состояния сложной взаимосвязанной системы «сердце – сосуды» или анализа ее поведения [10].

4. Сравнение с нелинейными моделями в алгоритмах реконструкции систем

В алгоритмах реконструкции [1, 2], развиваемых в нелинейной динамике, обычно задание вектора состояния в фазовом пространстве динамической системы осуществляется методом последовательного дифференцирования координат фазового вектора X , формируемого по одномерной реализации $a(t)$.

$$X(t) = \left[a(t), \frac{da(t)}{dt}, \dots, \frac{d^{m-1}a(t)}{dt^{m-1}} \right] = (x_1, x_2, \dots, x_m).$$

Выше отмечалось, что при волновом описании многомерных возмущений w_j также может быть функционально связано с w_i , например, $w_j = dw_i/dt$.

Нелинейная математическая модель реконструируется в виде m дифференциальных уравнений

$$\frac{dx_1}{dt} = x_2, \quad \frac{dx_2}{dt} = x_3, \dots, \frac{dx_m}{dt} = f(x_1, x_2, \dots, x_m). \quad (15)$$

В случае полиномиальной аппроксимации функцию f в уравнении (15) представляют в виде полиномов степени ν :

$$f(x) = \sum_{l_1, l_2, \dots, l_m=0}^{\nu} c_{l_1, l_2, \dots, l_m} \prod_{k=1}^m x_k^{l_k}, \quad \sum_{k=1}^m l_k \leq \nu. \quad (16)$$

Система уравнений (15) отличается от модели состояния (12) наличием нелинейной функции f . Введение полиномиальной функции (16) в систему (15) приводит к большому числу коэффициентов модели. Так, уже при $m = 3$, $\nu = 3$ имеется 20 коэффициентов в модели, т.е. даже при небольшой размерности вложения итоговая модель получается громоздкой, что затрудняет ее исследование. Хотя для получения приемлемых результатов реконструкции зачастую приходится оперировать с еще большим количеством коэффициентов модели, чем в приведенном примере.

Количество коэффициентов в линеаризованной модели (12) значительно меньше. Фактически оно определяется степенью дифференциального уравнения (11). Поэтому такому количеству коэффициентов можно придать информационный смысл.

И, наконец, алгоритмы реконструкции, развитые в нелинейной динамике, позволяют получать модели только по стационарным временным рядам, которые в случае нестационарности предварительно «очищают» от разного рода трендов [11].

Представленный подход позволяет получать модели вида (11) по базисным функциям с переменными коэффициентами (например, с периодическими коэффициентами или в виде временных полиномов).

Список литературы

1. Анищенко В.С., Вадивасова Т.Е., Астахов В.В. Нелинейная динамика хаотических и стохастических систем. Фундаментальные основы и избранные проблемы / Под ред. В.С. Анищенко. - Саратов: Изд-во Сарат. Ун-та, 1999. - 368 с.
2. Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б. Современные проблемы нелинейной динамики. – М.: Эдиториал УРСС, 2000. – 336 с.
3. Фильтрация и стохастическое управление в динамических системах / Под ред. К.Т. Леондеса. - М.: Мир, 1980. - 408 с.

4. Салычев О.С., Быковский А.В. Волновой метод оценивания вектора состояния динамической системы. // Вестник МГТУ. Серия «Приборостроение». – 1990. - № 1. - С. 4 - 3.
5. Булдакова Т.И., Кузнецов А.В. Нейросетевой подход в задачах идентификации медицинских сигналов. // Нейрокомпьютеры и их применение. – М.: ИПУ РАН, 2002. - С. 639-642.
6. Беляев К.П., Соловьев В.Н. О коррекции параметров численной модели с помощью данных измерений. // Математическое моделирование. – 2001. - Т. 13. - № 10. – С. 3–16.
7. Булдакова Т.И. Методы реконструкции систем по биосигналам. // Информационные технологии в образовании, технике и медицине. - Волгоград: РПК «Политехник», 2002. - Ч. 2. - С. 194-197.
8. Buldakova T.I., Suyatinov S.I. Registration and identification of pulse signal for medical diagnostics. // SPIE Proceedings. - 2002, vol. 4707, paper 48, pp. 343-350.
9. Булдакова Т.И., Суятинов С.И. Метод нейросетевой реконструкции систем // Информационные технологии. – 2002. - № 7. – С. 37-40.
10. Суятинов С.И., Коблов А.В., Булдакова Т.И. Особенности и алгоритм интерпретации измерительных биосигналов // Состояние и проблемы измерений. – М.: МГТУ им. Баумана, 2002. – С. 28-29.
11. Kennel M.B. Statistical test for dynamical nonstationarity in observed time-series data // Phys. Rev. E. - 1997. - Vol 56, N 1. - P. 316-321.

Pulse mechanism model based on wave signal descriptions

8, August 2005

DOI: **10.7463/0805.0551212**

Buldakova T.I.

Russia, Saratov State Technical University

buldakova@bmstu.ru

The problem of complex system model reconstruction on incomplete data, in particular, on the experimentally observed signal is considered. Features of wave representation of registered biosignals are investigated. The main stages of creation of the model equations of the complex system which output signals show non-stationary wave character are analyzed. The linear model reconstruction algorithm for the pulse mechanism on the basis of the wave description of a pulse signal is presented. Examples of the basic function choice are given. Comparison with reconstruction algorithms of nonlinear models of complex systems is carried out.

Publications with keywords: [problem of reconstruction](#), [system model](#), [wave representation of a signal](#), [disturbance](#), [basic functions](#), [operational calculus](#), [пульсовой сигнал](#), [Laplace's transformation](#)

Publications with words: [problem of reconstruction](#), [system model](#), [wave representation of a signal](#), [disturbance](#), [basic functions](#), [operational calculus](#), [пульсовой сигнал](#), [Laplace's transformation](#)

References

1. Anishchenko V.S., Vadivasova T.E., Astakhov V.V. Nonlinear dynamics of chaotic and stochastic systems. Fundamental principles and selected issues / ed. V.S. Anishchenko. - Saratov: Saratov University Press, 1999. - 368 p.
2. Malinetskii G.G., Potapov A.B. Modern problems of nonlinear dynamics. - Moscow: Editorial URSS, 2000. - 336 p.
3. Filtering and stochastic control in dynamic systems / ed. K.T Leondes. - Academic Press, 1980. - 408 p.
4. Salychev O.S., Bykovsky A.V. Wave method for estimating the state vector of the dynamic system. // Bulletin of the MSTU. A series of "Instrument". - 1990. - № 1. - C 4 - 3.
5. Buldakova T.I., Kuznetsov A.V. Neural network approach in the identification of medical signals. // Neurocomputers and their application. - Institute of Control Sciences of the Russian Academy of Sciences, 2002. - P. 639-642.

6. Belyaev K.P., Solov'ev V.N. On correction of model parameters with experimental data. // Mathematical modeling. - 2001. - V. 13. - № 10. - P. 3-16.
7. Buldakova T.I. Methods for reconstruction of biosignals. // Information technology in education, technology, and medicine. - Volgograd: VGSU, 2002. - Part 2. - P. 194-197.
8. Buldakova T.I., Suyatinov S.I. Registration and identification of pulse signal for medical diagnostics. // SPIE Proceedings. - 2002, vol. 4707, paper 48, pp. 343-350.
9. Buldakova T.I., Suyatinov S.I. The method of neural network system reconstruction // Information Technology. - 2002. - № 7. - P. 37-40.
10. Suyatinov S.I., Koblov A.V., Buldakova T.I. Features and algorithm for interpretation of measuring biosignals // State and problems of measurement. - M.: BMSTU, 2002. - P. 28-29.
11. Kennel M.B. Statistical test for dynamical nonstationarity in observed time-series data // Phys. Rev. E. - 1997. - Vol 56, N 1. - P. 316-321.