

57
251

ТЕХНОЛОГИИ ЖИВЫХ СИСТЕМ



Редактор А.И.Григорьев

Том 4, № 4
2007

Экзemplар номер	Осн. экз.
№ документа	
Информ. В. А. СГУ	191408



Тел./факс: (495) 625-9241
E-mail: info@radiotec.ru
Http://www.radiotec.ru

Идентификация информативных свойств электрокардиосигнала на основе многомасштабно-временного анализа. <i>Истомина Т.В., Истомина Е.В.</i>	63
III Всероссийский симпозиум с международным участием «Актуальные вопросы тканевой и клеточной трансплантологии». <i>Лекшивили М.В.</i>	67

Contents

Liquid-Crystalline Forms of DNA. Part III. Biological Reactions with Participation DNA Under Conditions of "Molecular Crowding". <i>Yevdokimov Yu.M., Salyanov V.I., Skuridin S.G.</i>	21
Information System for Objective Estimation of Emotional Stress. <i>Yumatov E.A., Kramm M.N., Nabrodov A.B.</i>	28
Collagenolytic Enzymes Secretion by Some Deiteromyces. <i>Suhosyrova E.A., Yakovleva M.B., Nikitina Z.K., Bykov B.A.</i>	33
Reconstruction of the System of Baroreflex Arterial Pressure Regulation from Experimental Data. <i>Karavaev A.S., Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Gridnev V.I., Kiselev A.R., Bezruchko B.P., Posnenkova O.M., Strunina A.N., Shwartz V.A.</i>	40
Correct Mineral Density Bone Tissue Children with Nephrotic Syndrome of Chronic Glomerulonephritis. <i>Yurasova Yu.B.</i>	45
A Method of Long-Dated Forecast of the Health Risk Caused by the Vehicular Pollution. <i>Matesheva A.V.</i>	54
Telecommunication Technology and Biosystem Function Investigations. <i>Vishnevsky V.V., Ragulskaya M.V., Samsonov S.N.</i>	61
Identification of Informative Properties of ECS Based on the Time-Scale Analysis. <i>Istomina T. V., Istomina E. V.</i>	66

На нашей странице в Internet — <http://www.radiotec.ru/> Вы можете увидеть содержание очередного номера журнала с аннотациями к статьям за месяц до выхода его в свет.

Журнал «Технологии живых систем» входит в перечень ВАК



Учредитель: ЗАО «Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника»

Журнал зарегистрирован Министерством по делам печати, телерадиовещания и средств массовых коммуникаций. Свидетельство о регистрации ИИ № 77-15235 от 28 апреля 2003 г.

Зав. редакцией: Н. П. Майкова

Сдано в набор 16.07.07. Подписано в печать 20.08.07. Формат 60x 88 1/8. Бумага офсетная.

Гарнитура «Book Old Style». Печать офсетная. Печ. л. 9. Изд. № 64.

Адрес Издательства «Радиотехника»: 107031, Москва, К-31, Кузнецкий мост, д. 20/6. Тел. 625-9241. Тел./факс 621-4837.

E-mail: info@radiotec.ru, <http://www.radiotec.ru/>

Компьютерная верстка Издательства «САЙНС-ПРЕСС».

Подольская типография филиала ОАО «Чеховский полиграфический комбинат». 142110, г. Подольск, ул. Кирова, 15.

Зак. №

Тиражирование содержания журнала в электронном и любом другом виде только с разрешения Издательства.

© Издательство «Радиотехника», 2007 г.

МЕТОДИКА РЕКОНСТРУКЦИИ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ СИМПАТИЧЕСКОЙ БАРОРЕФЛЕКТОРНОЙ РЕГУЛЯЦИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПО ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫМ ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ

**Анатолий Сергеевич
Каравас** –

аспирант кафедры
динамического моделирования
и биомедицинской инженерии
факультета нано-
и биомедицинских технологий
(ФН и БМТ) Саратовского
государственного
университета (СГУ).

E-mail: karavvas@info.sgu.ru

**Владимир Иванович
Пономаренко** –

канд. физ.-мат. наук,
старший научный сотрудник
Саратовского филиала
Института радиотехники
и электроники РАН.

**Михаил Дмитриевич
Прохоров** –

канд. физ.-мат. наук,
старший научный сотрудник
Саратовского филиала
Института радиотехники
и электроники РАН.

**А.С. Каравас, В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров,
В.И. Гриднев, А.Р. Киселёв, Б.П. Безручко,
О.М. Посненкова, А.Н. Струнина, В.А. Шеварц**



Предлагается методика реконструкции модельного уравнения системы симпатической барорефлекторной регуляции (СБР) артериального давления (АД) в виде дифференциального уравнения первого порядка с запаздыванием по временным реализациям АД. В основе подхода лежит предложенный авторами ранее метод реконструкции моделей систем с запаздывающей обратной связью. В ходе сравнения экспериментальных и модельных данных показано высокое качество полученных моделей.

Введение

Моделированию систем регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы (ССС) в последнее время посвящено значительное количество работ. С одной стороны, такое внимание обусловлено фундаментальным интересом исследователей, желающих с помощью построения моделей получить информацию об устройстве систем регуляции. С другой стороны, согласно [1, 2], параметры, особенности функционирования и взаимодействия подсистем регуляции отражают состояние различных органов и их количественные оценки, полученные, в частности, с помощью моделирования, и могут быть использованы для диагностики.

В работах [3 – 9] были предложены математические модели системы СБР АД в виде дифференциальных уравнений с запаздыванием, структура которых соответствует современным представлениям о строении этой системы, а параметры имеют физический смысл. В указанных работах структура модельных уравнений выбиралась из физиологических соображений, а конкретные значения параметров и нелинейность подбирались таким образом, чтобы модель описывала участок фазовой траектории, соответствующий имеющейся экспериментальной временной реализации. Вместе с тем неизвестны

удачные попытки реконструкции параметров модельных уравнений, описывающих систему барорефлекторной регуляции непосредственно по экспериментальным данным. Это можно объяснить неэффективностью применения к системам с запаздыванием «универсальных» подходов динамического моделирования [10]. При реконструкции моделей систем с задержкой необходимо использовать специальные методики [11 - 16].

Ранее нами был предложен метод реконструкции модельных уравнений систем с запаздыванием по экспериментальным хаотическим временным рядам [11 - 13], который демонстрирует высокую эффективность при работе с экспериментальными данными. В настоящей работе предлагается методика реконструкции параметров модельного уравнения системы барорефлекторной регуляции АД человека по экспериментальным временным рядам АД, в основе которой лежит предложенный метод реконструкции.

Исследуемая система

Рассмотрим более подробно структуру модели исследуемой системы регуляции на примере модельного представления, предложенного в работе С. Мальпаса [7] (рис. 1). Артериальные барорецепторы «измеряют» величину АД. Нервные волокна передают сигнал об изменении АД в центральную нервную систему (ЦНС). В симпатических отделах ЦНС происходит некоторое нелинейное преобразование сигнала. Эфферентные нервные волокна иннервируют сосудодвигательные мышцы, вызывая их сокращение при активации симпатических центров. Увеличение тонуса вазомоторов приводит к уменьшению просвета сосудов, в первую очередь, артериол [17], что, в свою очередь, приводит к увеличению АД, изменение которого регистрируют барорецепторы, замыкая петлю обратной связи.

Моделью данной системы является кольцевой генератор с запаздывающей обратной связью (рис. 1, б), состоящий из ядра задержки (τ), нелинейного (f) и инерционного (ε) элементов.

В качестве модели такого генератора может быть использовано дифференциальное уравнение первого порядка с запаздыванием вида:

$$\varepsilon \dot{x}(t) = -x(t) + f(x(t - \tau)), \quad (1)$$

где τ - время запаздывания сигнала при его распространении по нервной системе; параметр ε

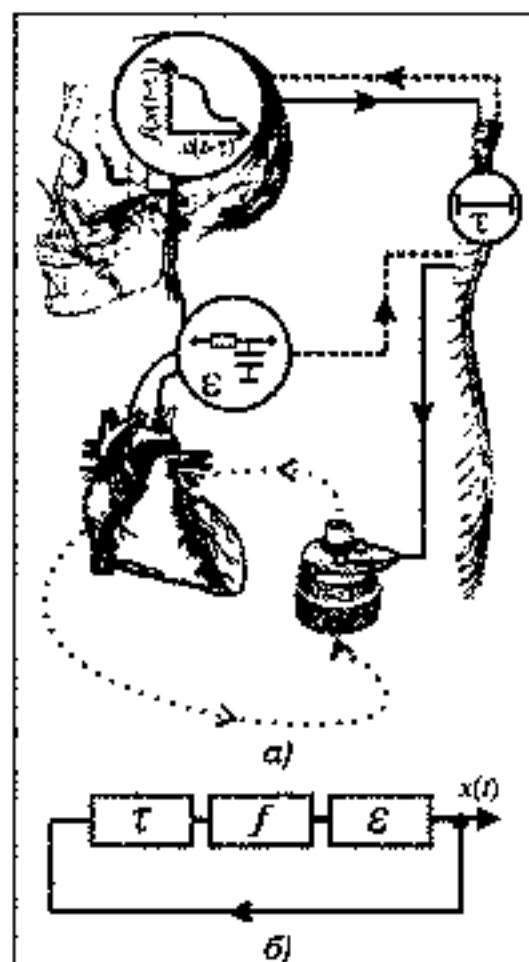


Рис. 1. а) - устройство системы барорефлекторной регуляции АД; б) - блок-схема генератора с запаздывающей обратной связью, являющегося моделью этой системы

Владимир Иванович

Гриднев -

канд. мед. наук, руководитель
Центра продвижения новых
кардиологических
информационных технологий
ФГУ СарНИИК Росздрава

Область научных интересов:
вопросы клинического применения
оценок вегетативной регуляции
сердечно-сосудистой системы.

Антон Робертович

Киселёв -

канд. мед. наук, научный
сотрудник Центра
продвижения новых
кардиологических
информационных технологий
ФГУ СарНИИК Росздрава

Область научных интересов:
физиология сердечно-сосудистой
системы, вариабельность
сердечного ритма.

Борис Петрович

Безручко -

доктор физ.-мат. наук,
профессор, заведующий
кафедрой динамического
моделирования и биомедицинской
инженерии ФН и БМТ СГУ.

Область научных интересов:
радиофизика, анализ временных
рядов, нелинейная динамика
и ее приложения.

**Ольга Михайловна
Посныкова** –
канд. мед. наук,
научный сотрудник Центра
продвижения новых
кардиологических
информационных технологий
ФГУ СарНИИК Росздрава.

Область научных интересов:
вариабельность сердечного ритма,
вегетативная регуляция
сердечно-сосудистой системы.

**Алёна Николаевна
Струнина** –
научный сотрудник Центра
продвижения новых
кардиологических
информационных технологий
ФГУ СарНИИК Росздрава.

Область научных интересов:
клиническое применение
вариабельности
сердечного ритма.

**Владимир Александрович
Шварц** –

клинический ординатор ФГУ
СарНИИК Росздрава.

Область научных интересов:
клиническое применение
вариабельности
сердечного ритма.

характеризует инерционные свойства сосудов и артериальных барорецепторов; функция f описывает нелинейное преобразование, осуществляемое с сигналом в центральных отделах симпатической нервной системы; динамическая переменная $x(t)$ отражает изменение во времени сигнала в исследуемом контуре регуляции АД.

Данные

Относительно доступным источником экспериментальных данных в нашем случае являются инвазивные записи АД. В качестве исходных данных использовались временные ряды внутриаортальных записей колебаний давления, взятые из архива физиологических сигналов [18]. Необходимо подчеркнуть, что исходные временные ряды АД не подходят для непосредственного использования при построения модели системы СБР. Дело в том, что сигнал АД является результатом взаимодействия нескольких колебательных систем. Ситуацию осложняет наличие в сигнале шумов и помех различной природы. Основной вклад в сигнал АД вносят в норме: процесс с частотой около 1 Гц, отражающий автоколебательную деятельность синусового узла, системы парасимпатической (основная частота – ~0,25 Гц) и симпатической (основная частота – ~0,1 Гц) регуляции деятельности ССС и деятельность гуморальной системы регуляции (диапазон частот – <0,05 Гц). Таким образом, следующим этапом после регистрации экспериментального ряда АД является выделение из него сигнала системы СБР.

Наиболее удобно осуществить это с помощью фильтрации сигнала АД в частотной области. Нами была разработана специальная методика фильтрации. В ходе численных исследований на примере математической модели из [7] было показано, что успешное выделение сигнала СБР можно осуществить с помощью фильтрации наблюдаемого ряда АД многополосным прямоугольным цифровым фильтром (рис. 2). Фильтр таков, что в его полосу пропускания попадают 1-, 3- и 5-я гармоники сигнала исследуемой системы, а ширина каждой из этих полос составляет 0,04 Гц. Подавление или пропускание фильтром 2- и 4-й гармоник на качество реконструкции модели влияет незначительно. Однако, при анализе экспериментальных данных, чтобы избежать заведомых потерь информации, при фильтрации сигналов полосы пропускания фильтра выбирались так, чтобы обеспечить пропускание всех пяти первых гармоник основной частоты (~ 0,1 Гц) сигнала СБР. Таким образом, например, если частота сигнала системы СБР составляет 0,1 Гц, то фильтрация сигнала осуществляется в полосах: [0,08; 0,12], [0,18; 0,22], [0,28; 0,32], [0,38; 0,42], [0,48; 0,52] Гц. На рис. 2: а), б) – сигнал не фильтровался; в), г) – подавлялись все спектральные составляющие, кроме 1-, 3- и 5-й гармоник основной частоты процесса (полоса пропускания фильтра [0,08; 0,12]; [0,28; 0,32]; [0,48; 0,52] Гц); д), е) – подавлялась только 5-я гармоника (подавление в полосе [0,48; 0,52] Гц).

Для реконструкции использовались квазистационарные участки получаемой с помощью такой фильтрации временной реализации $\tilde{x}(t)$.

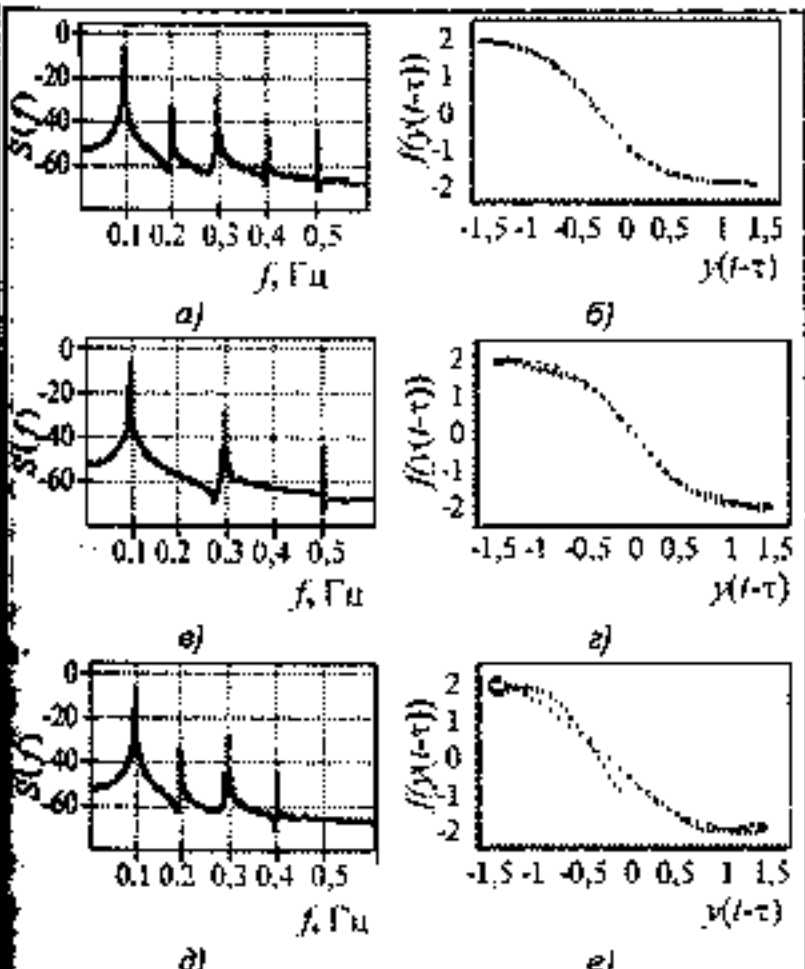


Рис. 2. а), б), в) – спектры Фурье; б), г), е) – восстановленные при реконструкции модельного уравнения из [7] нелинейные функции (при значениях параметров запаздывания $\tau=3,6$ с и инерционности $\varepsilon=2$ с

Реконструкция модельного уравнения

Как указывалось выше, нами была предложен метод реконструкции модельных уравнений систем с запаздывающей обратной связью, позволяющий по экспериментальным скалярным временным рядам восстанавливать параметры уравнений вида (1) [13]. В основе этого метода лежат статистический анализ распределения экстремумов экспериментальной временной реализации и проецирование фазовой траектории системы с запаздыванием на специальным образом выбранную плоскость. Расчет количественных мер гладкости проекции [11, 12] позволяет оценить значения параметров ε и τ восстанавливаемого модельного уравнения и реконструировать нелинейную функцию f .

Ниже представлен пример обработки временного ряда «ART» – внутриаортальная артериальная АД с частотой дискретизации 360 Гц, выделенного из файла «mgh249.dat» [18]. Ряд фильтровался описанным в предыдущем разделе способом, полоса пропускания: $[0,08; 0,12]$, $[0,18; 0,22]$, $[0,28; 0,32]$,

$[0,38; 0,42]$, $[0,48; 0,52]$ Гц. Затем, ряд прореживался с 360 до 10 Гц. Из фильтрованного и прореженного ряда «на глаз» был выделен для применения процедуры реконструкции квазистационарный участок $\tilde{x}(t)$ длительностью 1470 с (~ 15 тыс. значений), начиная с 30 с исходной реализации. Таким образом, из анализируемого участка были исключены сильно не стационарные участки, артефакты и снижено влияние краевых эффектов фильтрации.

К подготовленному таким образом временному ряду $\tilde{x}(t)$ применялась модифицированная процедура реконструкции. Оказалось, что восстановленные значения времен инерционности и запаздывания, $\tilde{\varepsilon}=2,1$ с и $\tilde{\tau}=2,6$ с соответственно, лежат в известном коридоре физиологических значений, а восстановленная нелинейная функция имеет вид, представленный на рис. 3, а. Видно, что она состоит из двух ветвей. Ветвь, помеченная крестами, соответствует участку временной реализации, на котором величина

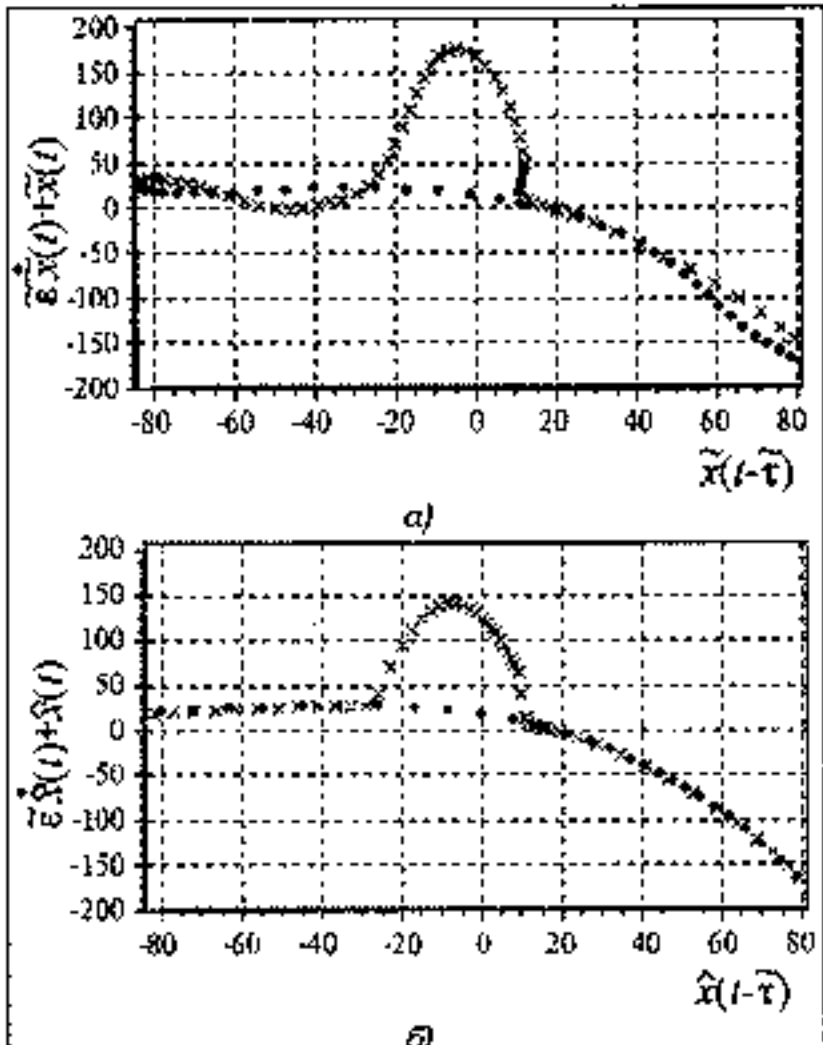


Рис. 3. Нелинейные функции, восстановленные в ходе реконструкции модели: а) – по экспериментальному ряду $\tilde{x}(t)$; б) – по временному ряду модели

сигнала $\tilde{x}(t)$ возрастает, ветвь, помеченная точками, — участку уменьшения амплитуды исследуемого сигнала.

Для проверки восстановленной модели обе ветви восстановленной нелинейной функции аппроксимировались, модельное уравнение численно интегрировалось с восстановленными значениями параметров $\tilde{\epsilon}$ и $\tilde{\tau}$ и осуществлялось сравнение модельной и экспериментальной временных реализаций. Из рис. 4 видно, что восстановленная модель демонстрирует хорошее качественное и количественное соответствие экспериментальным данным. Сравнение нелинейных функций, восстановленных по экспериментальной $\tilde{x}(t)$ (рис. 3, а) и модельной (рис. 3, б) временным реализациям, также говорит о хорошем качестве построенной модели.

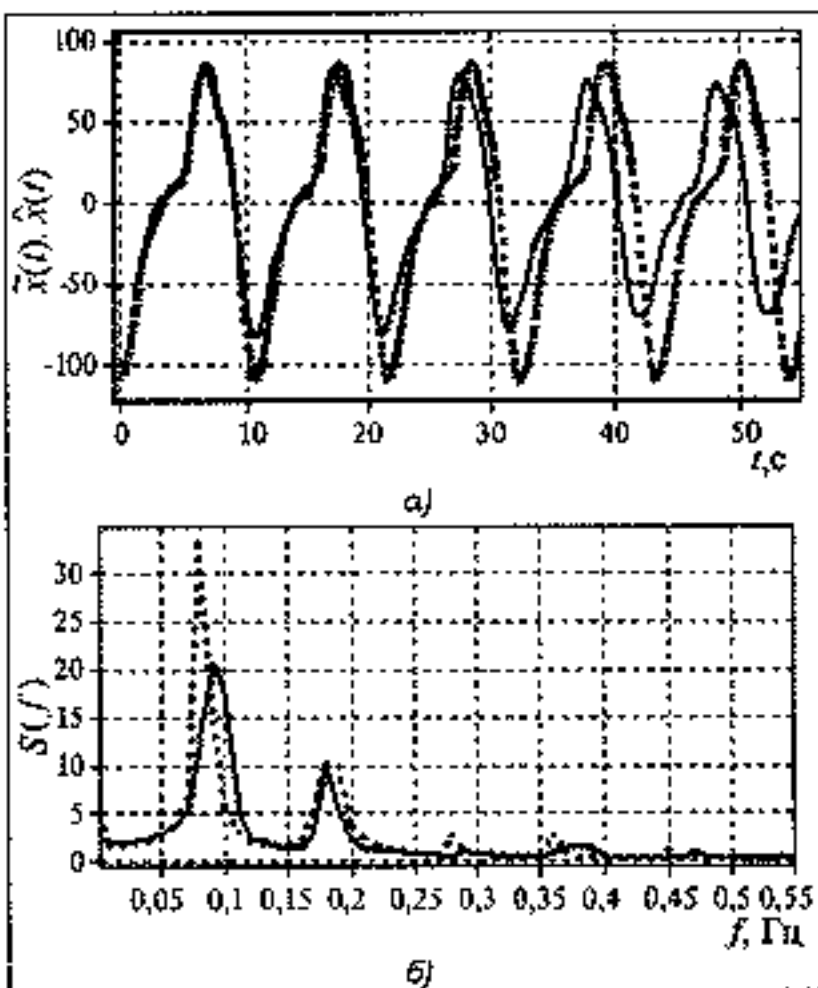


Рис. 4. Сравнение: а) — экспериментальной (сплошная линия) и модельной (пунктирная линия) временных реализаций и б) — их фурье-спектров

Обсуждение

Использование оценки состояния систем регуляции в качестве показателя состояния некоторых органов и систем организма является относительно новым и весьма перспективным направлением современной медици-

ны [1]. Развитие методов оценки состояния подсистем нервной регуляции деятельности ССС с помощью восстановления математических моделей этих систем, параметры которых могут иметь физиологическую интерпретацию, непосредственно по экспериментальным данным, можно поэтому считать важным шагом в рамках такого подхода.

На пути построения моделей таких систем исследователю приходится сталкиваться с рядом проблем. Это, например, необходимость выделять сигналы регуляторных систем, непосредственная регистрация которых затруднена, из сигналов, доступных для массовой регистрации (АД, кардиоинтервалограмма и пр.). Выделение этих сигналов может быть реализовано, например, с помощью фильтрации исходных сигналов в частотной области.

В последнее время активно используются и другие методы, такие как «разложение на эмпирические моды» (*empirical mode decomposition*) [19], вейвлет-анализ [20] и др. Но представляется проблематичным выработка универсальных решений для подбора параметров «параметрических» методов выделения этих сигналов (ширина полосы пропускания, АЧХ и ФЧХ фильтров, параметры вейвлет-преобразования) и интерпретации результатов, полученных с помощью «непараметрических» методов (разложение на эмпирические моды); можно основываться лишь на рекомендациях. При разработке методики выделения сигнала системы СБР из ряда АД мы основывались на рекомендациях из [21]. Значительные трудности на пути реконструкции по экспериментальным данным математических моделей биологических систем, структура которых выбрана из физиологических соображений, вызывает, зачастую, «сложность» структуры восстанавливаемых моделей, обладающих высокой размерностью и требующих подбора значительного числа параметров. Часто «универсальные» методы реконструкции, основанные на восстановлении фазового пространства и реконструкции правых частей восстанавливаемых дифференциальных уравнений в виде, например, алгебраического полинома, оказываются неэффективными [10]. В нашем случае, для реконструкции модельного уравнения системы СБР в виде дифференциального уравнения с запаздыванием используется предложенный авторами ранее специализированный метод,



работоспособность которого была продемонстрирована в ходе компьютерного моделирования и натурального эксперимента [11 - 13].

В пользу адекватности предложенного в работе [7] модельного представления об устройстве системы СБР говорят два факта. Это, во-первых, представленные в данной работе результаты реконструкции модельного уравнения в виде (1), которое успешно прошло верификацию в ходе сравнения экспериментальных и модельных временных реализаций и спектров мощности. Вторым аргументом являются результаты, полученные в работе [22], где исследовалась фазовая синхронизация подсистемы симпатической регуляции деятельности ССС дыханием. Была показана хорошая согласованность поведения модели в виде (1) под внешним воздействием с результатами, полученными в эксперименте.

В [3 - 6, 8, 9] предлагаются разработанные из физиологических соображений модели различных контуров регуляции деятельности ССС и, в частности, системы СБР. Эти модели имеют некоторые отличия относительно (1): например, в работах [3, 5, 6] учитывается взаимодействие системы СБР с другими системами регуляции; в [4] учитываются модуляция параметров системы СБР под воздействием респираторной системы и др.

Представляется перспективным вести дальнейшую работу в направлении учета в модели исследуемой системы этих факторов и разработки специализированной методики реконструкции для восстановления усложненного таким образом модельного уравнения. Перспективной задачей можно считать

также разработку методики реконструкции модели системы СБР по временным рядам сигналов, регистрация которых не требует инвазивного вмешательства.

Заключение


В ходе работы была предложена методика реконструкции модельного уравнения системы СБР АД человека по экспериментальным временным рядам АД. Методика включает в себя процедуру выделения сигнала СБР из временной реализации АД с помощью фильтрации этого сигнала в частотной области и реконструкцию параметров модели с помощью предложенного ранее метода реконструкции систем с запаздывающей обратной связью по экспериментальным реализациям. Тестирование полученных в ходе реконструкции моделей демонстрирует их высокое качество.

Построение математической модели системы СБР по экспериментальным данным является перспективным методом, позволяющим осуществлять оценки некоторых параметров ССС и нервной системы человека без их непосредственного измерения (время прохождения сигнала по нервным волокнам, инерционные свойства артериальных барорецепторов и вид нелинейного преобразования, осуществляемого с сигналом в ЦНС).

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант №05-02-16305), программы РАН «Фундаментальные науки - медицине» и Фонда некоммерческих программ «Династия».

Литература

1. Баевский Р.М. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации). - Вестник аритмологии, 2001, № 24, с. 1 - 23.
2. Флейшман А.Н. Медленные колебания гемодинамики. Теория и практическое применение в клинической медицине и профилактике. - Новосибирск: Наука, 1998.
3. Ursino M. Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model. - American Physiological Society, 1998, p. H1733 - H1747.
4. Kotani K. et al. Model for complex heart rate dynamics in health and diseases. - Physical Review E, 2005, vol. 72, p. 041904.
5. Ottensen J.T. Modelling the dynamical baroreflex-feedback control. - Mathematical and computer modeling, 2000, vol. 31, p. 167 - 173.
6. Ursino M., Magosso E. Short-term autonomic control of cardiovascular function: a mini review with the help of mathematical models. - Journal of Integrative Neuroscience, 2003, vol. 2, no. 2, p. 219 - 247.
7. Ringwood J.V., Malpas S.C. Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model. - Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol, 2001, vol. 280, p. R1105 - R1115.
8. Burgess E. et al. First-order differential-delay equation for the baroreflex predicts the 0.4-Hz blood pressure rhythm in rats. - American Physiological Society, 1997, p. R1878 - R1884.



9. *Cavalcanti S., Belardinelli E.* Modeling of cardiovascular variability using a differential delay equation. - IEEE transactions on Biomedical Engineering, 1996, vol. 43, no. 10.

10. *Bezruchko B.P. et al.* Special approaches to global reconstruction of equations from time series. - Izv. VUZ «AND», 2002, vol. 10, no. 3, p.137 - 158.

11. *Пономаренко В.И. и др.* Определение параметров систем с запаздывающей обратной связью по хаотическим временным реализациям. - ЖЭТФ, 2005, т.127, в. 3, с. 515 - 527.

12. *Prokhorov M.D. et al.* Reconstruction of time-delayed feedback systems from time series. - Physica D, 2005, vol. 203, p. 209 - 223.

13. *Bezruchko B.P. et al.* Reconstruction of time-delay systems from chaotic time series. - Physical Review E, 2001, vol. 64, p. 056216.

14. *Buenner M. J. et al.* Tool to recover scalar time-delay systems from experimental time series. - Physical Review E, 1996, vol. 54, p. 3082 - 3085.

15. *Buenner M. J. et al.* Reconstruction of systems with delayed feedback: (I) Theory. - Eur. Phys. J. D, 2000, vol.10, p.165 - 176.

16. *Voss H., Kurths J.* Reconstruction of non-linear time delay models from data by the use of optimal transformations. - Phys. Lett. A, 1997, vol. 234, p. 336 - 344.

17. *Физиология человека / Под. ред. Р. Шмидта, Г. Теаса. Т. 2. - М: Мир, 1996.*

18. <http://www.physionet.org/physiobank/database/mghdb/>.

19. *Huang N.E. et al.* The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. - Proc. R. Soc. Lond. A, 1998, vol. 454, p. 903 - 995.

20. *Saab R. et al.* A wavelet based approach for detection of coupling in EEG signals. - Proc. of 2-nd Int. IEEE EMBS, 2005, p.616 - 620.

21. *Taylor J.A., Eckberg D.L.* Fundamental relations between short-term RR interval and arterial pressure oscillations in humans. - Circulation, 1996, vol. 93, p. 1527 - 1532.

22. *Пономаренко В.И. и др.* Синхронизация сердцебиения и ритма регуляции сосудистого тонуса с дыханием. - Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2004, № 8-9, с. 40 - 51.

Поступила 30 октября 2006 г.

RECONSTRUCTION OF THE SYSTEM OF BAROREFLEX ARTERIAL PRESSURE REGULATION FROM EXPERIMENTAL DATA

A.S. Karavaev, V.I. Ponomarenko, M.D. Prokhorov, V.I. Gridnev, A.R. Kiselev, B.P. Bezruchko, O.M. Posnenkova, A.N. Strunina, V.A. Shvartz

The problem of modeling the regulation processes governing the cardiovascular system dynamics attracts a great interest in recent years. Various mathematical models have been proposed to describe the behavior of the system of baroreflex arterial pressure regulation. The most of these models have the form of delay-differential equations with the parameters having a certain physiological sense. However, the problem of reconstructing the parameters of the model equations for the system of baroreflex regulation from experimental data has not been solved until now.

In the present paper we propose a method for recovery the parameters of the model equation for the system of blood pressure regulation from experimental time series of human arterial pressure. The model can be represented as a ring oscillator with time-delayed feedback composed of the delay, nonlinear and inertial elements. Such model is described by a first-order delay-differential equation.

The experimental data were the time series of invasively measured blood pressure oscillations taken from the free archive of physiological signals. The signal of arterial pressure contains information about several rhythmic processes operating within the cardiovascular system. Its investigation is complicated by different disturbances and high level of noise. Thus, before reconstructing the model equation one has to apply a procedure of preprocessing to experimental data. In our research we used a method of frequency filtration for preprocessing the signal of arterial pressure. A special procedure of signal filtration has been proposed. This procedure is based on using a digital rectangular bandpass filter with several bands. Such approach allows us to extract successfully the signal of the system of baroreflex regulation having the basic frequency close to 0.1 Hz. The quasistationary parts of the filtered time series were used for further model construction.



To recover the model equation we use the method of time-delay systems reconstruction from experimental scalar time series proposed by us recently. This method is based on the statistical analysis of time intervals between the extrema in time series of a time-delay system and on the projection of a trajectory of time-delay system from its infinite-dimensional phase space to low-dimensional subspaces. Calculating the quantitative measures of smoothness for the projections we are able to estimate the delay time, nonlinear function and the parameter, characterizing the inertial properties of the system.

To verify the reconstructed model equation we approximate the recovered nonlinear function and integrate the equation using the parameter values estimated from the experimental time series. It is shown that the recovered model demonstrates the behavior qualitatively similar to that observed in the experiment and its time series are similar to the experimental ones. Close coincidence of the nonlinear functions recovered from the experimental and model time series also indicates that the quality of the constructed model is sufficiently good.

A perspective task for further investigation is the development of a procedure for reconstructing the model equations for the system of baroreflex regulation from noninvasively measured experimental data. Constructing mathematical models for the systems of rhythmic processes regulation within the human cardiovascular system allows one to obtain the estimation of various important parameters from the observed time series without conducting special complicated experiments.