

А.С. Караваяев
 аспирант ФНиБМТ СГУ

А.Р. Киселев

к.ф.-м.н., н.с. Саратовский НИИ кардиологии
 e-mail: nonlinmod@sgu.ru

Введение

Предлагается методика реконструкции модельного уравнения системы симпатической барорефлекторной регуляции (СБР) артериального давления (АД) в виде дифференциального уравнения первого порядка с запаздыванием по временным реализациям артериального давления. 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 получаемых моделей.

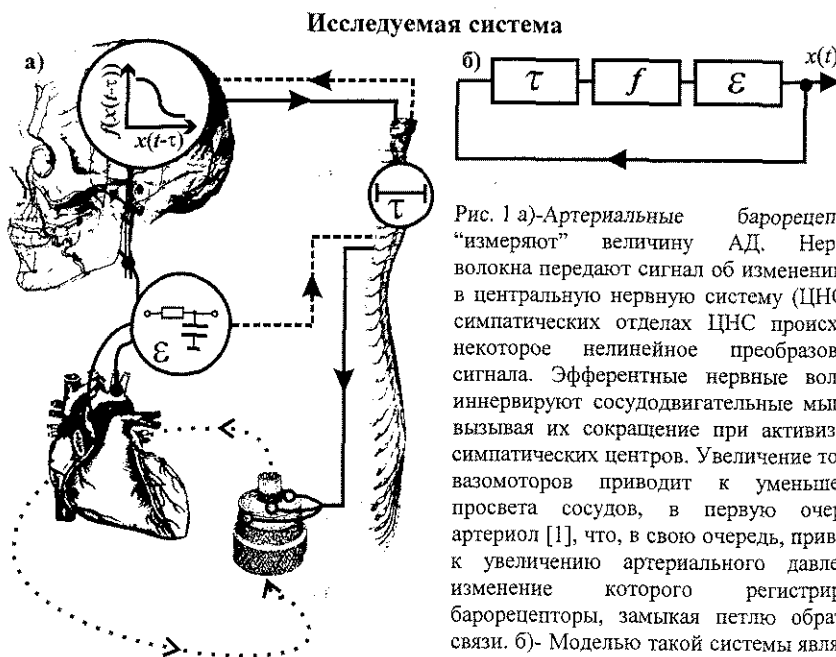


Рис. 1 а)-Артериальные барорецепторы "измеряют" величину АД. Нервные волокна передают сигнал об изменении АД в центральную нервную систему (ЦНС). В симпатических отделах ЦНС происходит некоторое нелинейное преобразование сигнала. Эфферентные нервные волокна иннервируют сосудодвигательные мышцы, вызывая их сокращение при активизации симпатических центров. Увеличение тонуса вазомоторов приводит к уменьшению просвета сосудов, в первую очередь, артериол [1], что, в свою очередь, приводит к увеличению артериального давления, изменение которого регистрируют барорецепторы, замыкая петлю обратной связи. б)- Моделью такой системы является кольцевой генератор с запаздыванием.

Рассмотрим более подробно структуру модели исследуемой системы регуляции на примере модельного представления, предложенного в работе Мальпаса [2] (рис. 1а). Моделью данной системы является кольцевой генератор с запаздывающей обратной связью (рис. 1б), состоящий из линии задержки - τ , нелинейного - f и инерционного - ϵ элементов.

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

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

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

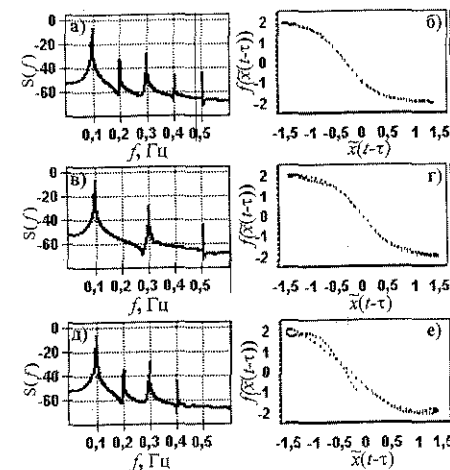


Рис. 2 В ходе численных исследований на примере математической модели из [2], было показано, что успешное выделение сигнала СБР можно осуществить с помощью фильтрации наблюдаемого ряда АД фильтром, в полосу пропускания которого попадают 1, 3 и 5 гармоники сигнала исследуемой системы. Подавление или пропускание фильтром 2 и 4 гармоник на качество реконструкции модели влияет незначительно. а), б)- соответственно фурье спектр и нелинейная функция, реконструированные по нефильтованному ряду; в), г)- в полосу пропускания фильтра 1, 3 и 5 гармоника; д), е)- 5 гармоника в полосу подавления.

В нашей работе в качестве исходных данных использовались временные ряды внутриаортальных записей колебаний давления, из [3]. Для выделения из экспериментальных временных рядов сигналов анализируемых систем регуляции применялась фильтрация сигнала АД в частотной области. Нами была разработана специальная методика фильтрации (рис. 2).

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

В работе использовался предложенный ранее метод реконструкции модельных уравнений систем с запаздывающей обратной связью, позволяющий по экспериментальным скалярным временным рядам восстанавливать параметры уравнений вида (1) [4].

Ниже представлен пример обработки временного ряда “ART”-внутриартериальная запись артериального давления с частотой дискретизации 360 Гц, выделенного из файла “mgh249.dat” из [3]. Ряд фильтровался описанным в предыдущем разделе способом. К подготовленному таким образом временному ряду $\tilde{x}(t)$ применялась процедура реконструкции. Оказалось, что восстановленные значения времен инерционности и запаздывания, $\tilde{\epsilon} = 2.1$ с. и $\tilde{\tau} = 2.6$ с. соответственно, лежат в известном коридоре физиологичных значений, а восстановленная нелинейная функция имеет вид, представленный на рисунке 3а. Видно, что она состоит из 2 ветвей. Ветвь, помеченная крестами, соответствует участку временной реализации, на котором величина сигнала $\tilde{x}(t)$ возрастает, помеченная точками – участку уменьшения амплитуды исследуемого сигнала.

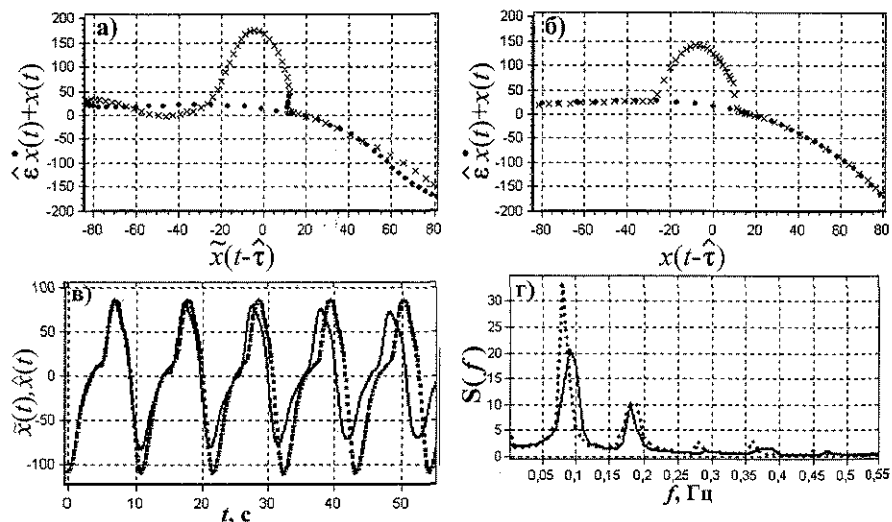


Рис. 3 Нелинейные функции, восстановленные в ходе реконструкции модели а) – по экспериментальному ряду $\tilde{x}(t)$ и б) – по временному ряду модели. Сравнение в) - экспериментальной (сплошная линия) и модельной (пунктирная линия) временных реализаций и г) -их Фурье-спектров.

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

Выводы

В ходе работы была предложена методика реконструкции модельного уравнения системы симпатической барорефлекторной регуляции артериального давления 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.

Библиографический список

1. Физиология человека. под. ред. Р. Шмидта и Г. Тевса, т. 2, М:“МИР”, 1996.
2. J.V. Ringwood and S.C. Malpas Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model // Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol. –2001. -V. 280. -P. R1105–R1115.
3. <http://www.physionet.org/physiobank/database/mghdb/>.
4. M.D. Prokhorov et al. Reconstruction of time-delayed feedback systems from time series // Physica D. –2005. -V. 203. -P. 209–223.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (гранты №05-02-16305 и №07-02-00589), программа президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине» и Фонда некоммерческих программ “Династия”.

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Безручко Б.П., СГУ.