

Министерство образования и науки Российской Федерации

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «САРАТОВСКИЙ
НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии
наименование кафедры

**Модификация метода ближайших векторов состояния для определения
времени запаздывания в связи между системами**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТРСКОЙ РАБОТЫ

Студента (ки) 2 курса 206 группы

направления 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»

код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий

наименование факультета

Чепцовой Анны Константиновны

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

доцент, к.ф.-м.н

должность, уч. степень, уч. звание



дата, подпись

В.С.Хорев

инициалы, фамилия

Зав. кафедрой:

д.ф.-м.н., доцент

должность, уч. степень, уч. звание



дата, подпись

Е.П. Селезнев

инициалы, фамилия

Саратов 2018 г.

Введение. В настоящее время разработка и тестирование по временным рядам методов оценки параметров состояния сердечно-сосудистой системы человека является актуальной задачей, привлекающей внимание многих исследователей [1-8].

Автоколебательные системы с запаздывающей обратной связью имеют широкое распространение в природе [9]. Поведение таких систем определяется как текущим состоянием, так и состоянием в задержанный момент времени. Так например, в пространственно-развитых системах запаздывание определяется тем, что сигналы распространяются с конечной скоростью и им требуется время на преодоление расстояний [10]. Запаздывание реакции на сигнал и обратная связь с запаздыванием характерны для многих химических [11], физических [12-13], климатических [14], биологических [15-17] объектов и процессов. При исследовании систем с задержками важно знать значения времен запаздывания – величина, которая определяет динамику и свойства системы. Знание времени запаздывания имеет большое значение при построении модели системы и предсказания поведения системы во времени и при изменении параметров. Поэтому, задача восстановления времени запаздывания по временным рядам наблюдаемых динамических переменных привлекает внимание многих исследователей.

Целью магистерской работы является модификация метода ближайших векторов состояния для возможности оценки задержки в связи между системами, тестирование на эталонных системах и применение модифицированного метода к данным биологической природы.

Задачи магистерской работы:

1. Модификация метода ближайших векторов состояния для возможности оценки запаздывания в связи между системами.

2. Проверка работоспособности модифицированного метода на основе анализа эталонных радиофизических систем.
3. Оценка запаздывания на основе анализа сигналов реальных данных.
4. Оценка значимости с помощью суррогатных данных.

Выпускная квалификационная работа магистра состоит из двух глав:

1. Определение запаздывания в связи – состоит из 20 страниц, 10 иллюстраций, эта часть ссылается на 52 источника. Содержит 4 подраздела, включающих в себя обзор по исследованиям рассматриваемой темы, а также полное описание используемого метода.
2. Оценка времени запаздывания по данным биологической природы - состоит из 24 страницы, 21 иллюстрацию. Содержит 2 подраздела, включающих в себя оценку времени запаздывания и анализ полученных результатов.

Основная часть. Актуальность вопроса по нахождению времени запаздывания в связи привлекла многих исследователей, поэтому для решения этой задачи были предложены различные методы, позволяющие восстановить времена запаздывания систем по хаотическим временным рядам их колебаний. Многие из этих методов основаны на проецировании бесконечномерного фазового пространства системы с запаздыванием в подпространства малой размерности [18 – 25]. При этом используются такие критерии качества реконструкции системы с запаздыванием, как минимальная ошибка прогноза построенной модели [18 – 20], минимальная величина информационной энтропии [21] или различные меры сложности спроецированного временного ряда [22 – 23].

Далее рассмотрим модификацию метода ближайших векторов состояния. Для применения метода к разным системам, прежде всего, необходимо обратить внимание на параметр $L(\bar{X}_i, \bar{X}_j)$:

$$L(\bar{X}_i, \bar{Y}_j) = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_{i-d} - y_{j-d})^2} \quad (1)$$

Тогда ближайшим соседом \bar{Y}_j для вектора \bar{X}_i будет вектор, для которого расстояние $L(\bar{X}_i, \bar{Y}_j)$ минимально. По временному ряду ищем k ближайших векторов состояния для заданного вектора \bar{X}_i . Кроме того формула (1) проверяет наличие воздействия в направлении $X \rightarrow Y$.

Далее, вычисляется величина $D(m)$, с помощью формулы (2). Значение минимума этой величины приходится на искомое время запаздывания.

$$D(m) = \frac{1}{N-m-2} \sum_{n=m+1}^{N-1} \sigma_n^2 \quad (2)$$

После модификации метода ближайших векторов состояния, необходимо проверить корректность его работы на эталонных системах, с заранее установленным временем запаздывания.

В качестве такой системы были взяты связанные осцилляторы Ван дер Поля.

Для тестирования модифицированного метода использовали следующую систему уравнений:

$$\ddot{x} - L(1 - bx^2)\dot{x} + \omega_1^2 x + Link * y(t - \tau) + A \cos(\omega_1 t) + Rq = 0 \quad (3)$$

$$\ddot{y} - L(1 - by^2)\dot{y} + \omega_2^2 y + Link * x(t - \tau) + A \cos(\omega_2 t) + Rq = 0 \quad (4)$$

где A – Амплитуда внешнего воздействия;

L – Коэффициент нелинейности;

R – Уровень динамического шума;

ω – Собственная частота системы;

$Link$ – Сила связи одной системы с другой

τ – Искомое время запаздывания;

q - Случайная величина, распределённая по гауссовскому закону с нулевым средним и единичной дисперсией.

Параметры систем (3), (4): $A = 0$, $L = 1$, $R = 0.1$, $\omega = 0.1$, $\tau = 30$, шаг интегрирования $dt = 0.05$, частота выборки 0.1 длина ряда $N = 20000$. Величина m перебиралась в диапазоне от 1 до 20000 с шагом 2.

С помощью формул (3), (4) генерировали временные ряды, задавая время запаздывания, которое, в дальнейшем, необходимо было восстановить с помощью исследуемого метода. Для более точного результата было произведено несколько экспериментов для разных времен запаздывания. В первом случае устанавливали дискретное время запаздывания $m = 30$, во втором случае – $m = 40$. Поскольку, помимо запаздывания оценивается еще и направление воздействия между системами, то величину $Link$ устанавливали различную для каждой системы: в первом случае $Link_1 = 0.5, Link_2 = 0$, потом необходимо проверить наличие воздействия в другую сторону, поэтому устанавливаем $Link_1 = 0, Link_2 = 0.5$.

На рисунке 1 представлены временные ряды связанных осцилляторов Ван дер Поля, соответствующие формулам (3), (4), с установленным временем запаздывания $m = 30$ и $m = 40$.

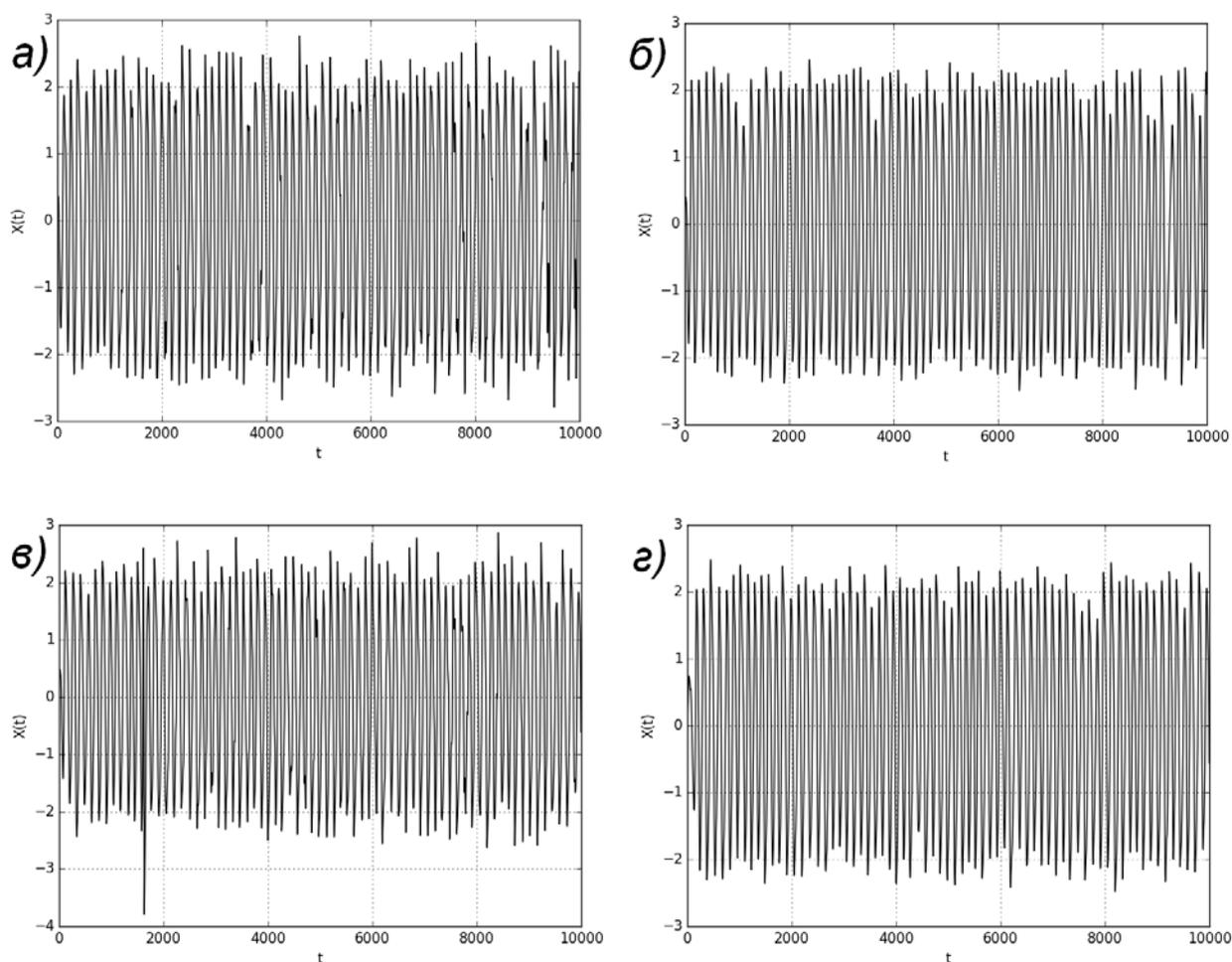


Рисунок 1 – Временные ряды связанных осцилляторов Ван дер Поля а) – установленное время запаздывания $m = 30$, $Link_1 = 0.5$; б) – установленное время запаздывания $m = 30$, $Link_2 = 0$; в) – установленное время запаздывания $m = 40$, $Link_1 = 0.5$; г) – установленное время запаздывания $m = 40$, $Link_2 = 0$;

Результаты, расчетов времени запаздывания в связи между системами связанных осцилляторов Ван дер Поля, представлены на рисунках 2,3:

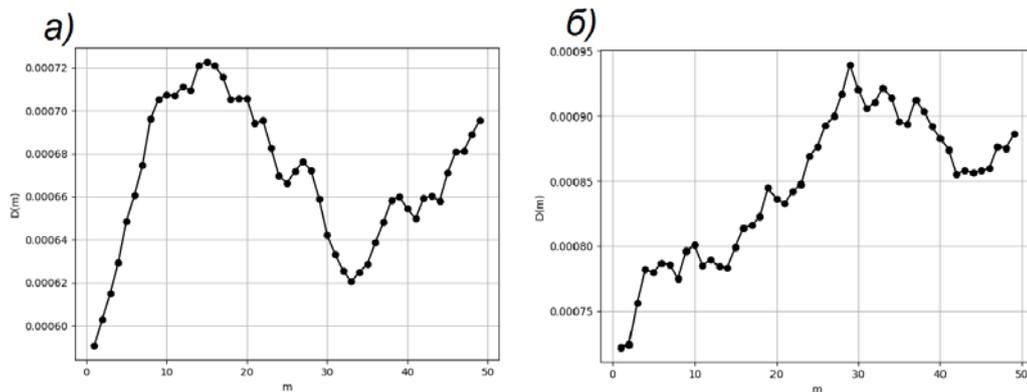


Рисунок 2 – Зависимость величины D от пробного времени запаздывания $t = 30$, в случае поиска 5 ближайших векторов состояния. а) – направление воздействия $Y \rightarrow X$ $Link_1 = 0.5, Link_2 = 0$; б) – направление воздействия $Y \rightarrow X$ $Link_1 = 0, Link_2 = 0.5$.

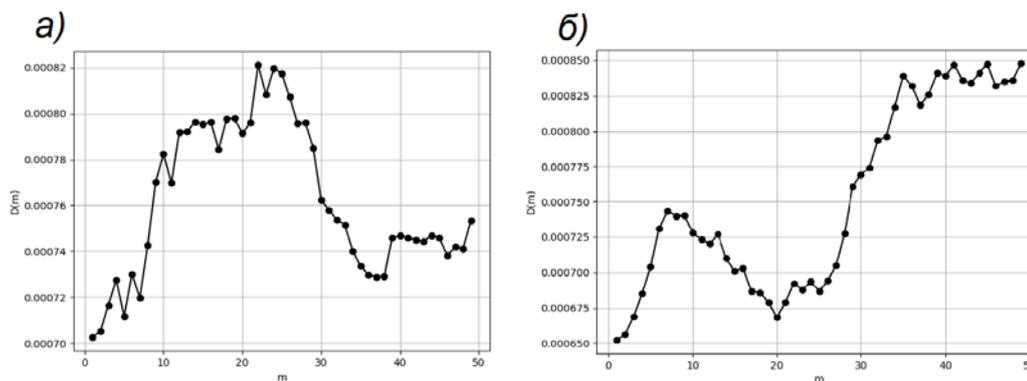


Рисунок 3 – Зависимость величины D от пробного времени запаздывания $t = 40$, в случае поиска 5 ближайших векторов состояния. а) – направление воздействия $Y \rightarrow X$ $Link_1 = 0.5, Link_2 = 0$; б) – направление воздействия $Y \rightarrow X$ $Link_1 = 0, Link_2 = 0.5$.

Из рисунков видно, что для каждого установленного времени запаздывания, в одном случае наблюдается минимум величины D , а в другом –

нет. Из полученных результатов можно сделать вывод, что в исследуемых связанных осцилляторах Ван дер Поля связь однонаправленная

Для оценки возможностей метода при наличии возмущений мы применили его к рядам, полученным при добавлении к временным рядам (3), (4) динамического шума. Полученные результаты представлены на рисунке 10 – красным цветом изображена зависимость $D(m)$ для не зашумленного сигнала, черным – зависимость $D(m)$ для сигналов с уровнем шума 1.5%, 4% и 6.5%. При увеличении уровня динамического шума среднее значение величины D увеличивалось.

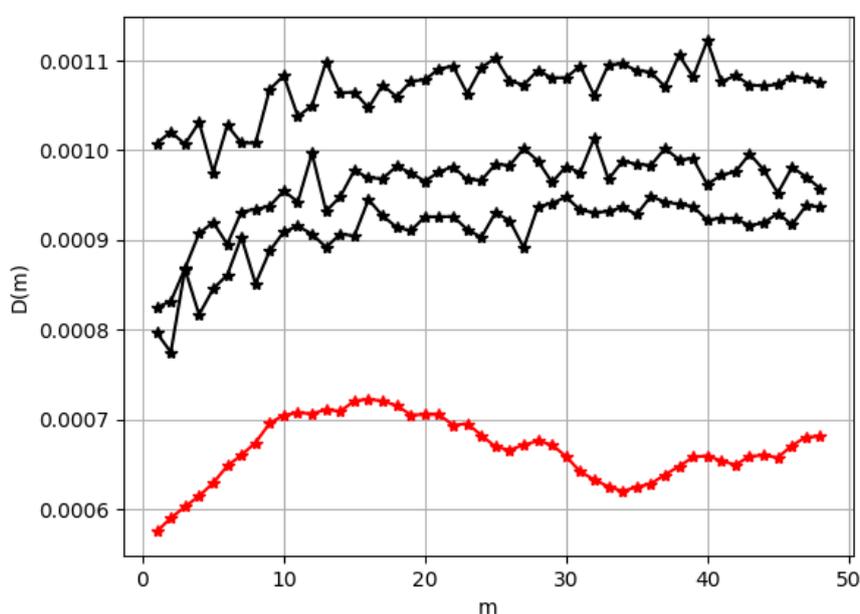


Рисунок 4 - Зависимость $D(m)$ для системы Ван дер Поля при различном уровне динамического.

Из результатов, представленных на рисунке 4 видно, что при добавлении в систему осцилляторов (3), (4) динамического шума время запаздывания не восстанавливается так четко. Одной из причин этому служит то, что при расчете времени запаздывания используется нормировка временного ряда, поэтому шум, который оказывает влияние на сигнал, при нормировке также будет иметь меньшую дисперсию и не будет так выражен.

После успешного тестирования модифицированного метода ближайших векторов состояния на системе связанных уравнений Ван дер Поля будем применять метод к медицинским данным.

В работе был произведен анализ 22 записей пациентов, не имеющих сердечно-сосудистых заболеваний. В качестве исследуемых рядов брали записи электрокардиограммы (ЭКГ) во втором стандартном отведении и фотоплетизмограммы (ФПГ) снятой с дистальной фаланги безымянного пальца правой руки. При снятии записей пациенты находились в спокойном, состоянии, в положении лёжа. В работе производился анализ 30 минутных записей.

Из ЭКГ выделялся сигнал кадиоинтервалограммы (КИГ) [24] – это последовательность интервалов между RR-пиками сигнала ЭКГ. Далее производилась фильтрация в полосе 0.05 — 0.15 Гц. Такого рода фильтрация необходима, поскольку в работе изучается взаимодействие вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы и тонуса артериальных сосудов, регулирующее среднее артериальное давление. Оба этих контура имеют частоту колебаний около 0.1 Гц [24].

На языке программирования высокого уровня в среде разработки Python была написана программа, реализующая модифицированный метод восстановления времени задержки в системах первого порядка с запаздыванием путем учета ближайших векторов состояния.

Новизна работы заключается, во-первых, в модификации ранее изученного метода, во-вторых, в определении времени запаздывания в связи между системами.

Таким образом, модифицированным методом ближайших векторов состояния производился анализ дисперсии рядов КИГ и ФПГ. Так же как и в случае с эталонными системами, сначала проверяем наличие воздействия

ФПГ→КИГ, считаем среднюю дисперсию для каждого значения времени запаздывания, затем проверяем наличие воздействия КИГ→ФПГ.

Результаты оценки дисперсии представлены для одного испытуемого на рисунке 5.

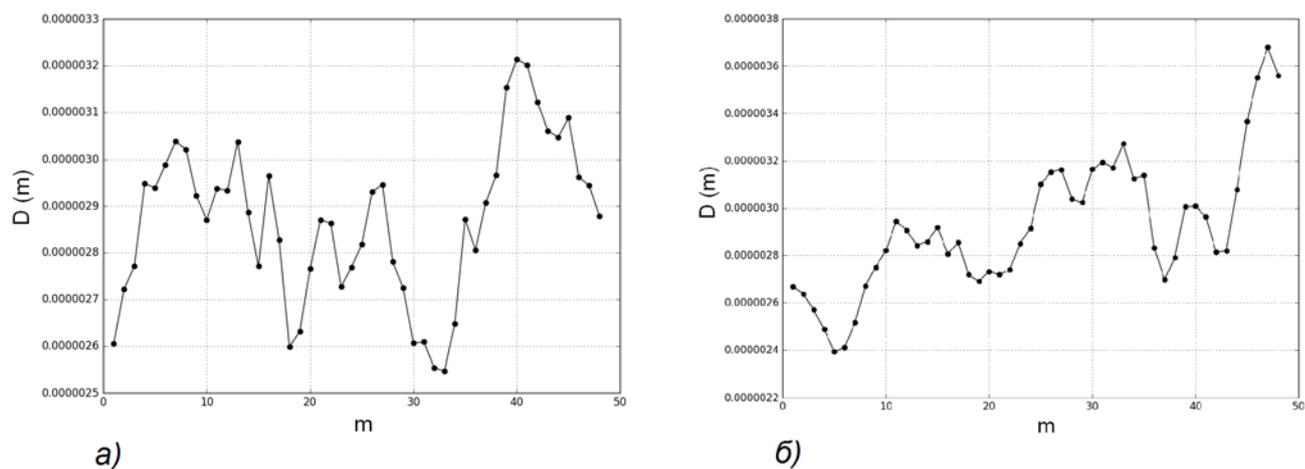


Рисунок 5 – Зависимость величины $D(m)$, в случае поиска 5 ближайших векторов состояния. а) – воздействие в направлении КИГ→ФПГ; б) – воздействие в направлении ФПГ→КИГ (Испытуемый № 1)

Чтобы избежать неточностей и верно определить время запаздывания в связи между системами, из 22 полученных результатов были выбраны ряды, имеющие 95% уровень значимости. Такие ряды выделялись с помощью суррогатных рядов, построенных отдельно. В итоге 6 рядов имели установленную значимость. Именно по выбранным рядам производилось определение времени задержки в связи между двумя системами КИГ и ФПГ.

По выбранным данным нашли среднее значение времени запаздывания и ошибку среднего. Результаты представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Оценка времени запаздывания по данным биологической природы.

	Направление воздействия КИГ→ФПГ	Направление воздействия ФПГ→КИГ
Время запаздывания, секунды	3.66 ± 0.72	2.83 ± 0.87

Таким образом, определили, что взаимодействие сердечно-сосудистой системы и тонус артериальных сосудов имеют двунаправленную связь. Такой вывод был сделан исходя из полученных результатов, представленных в таблице 1.

Заключение. В магистерской работе был рассмотрен и модифицирован метод учета ближайших векторов состояния для возможности оценки запаздывания в связи между системами. Модифицированный метод был успешно протестирован на эталонной системе связанных осцилляторов Ван дер Поля. Также были оценены возможности применения модифицированного метода при наличии измерительных шумов. Путем добавления в системы динамического шума выяснили, что возможно восстановление времени запаздывания в системе, но при отсутствии нормирования временного ряда.

В работе произведена оценка времени запаздывания на основе анализа сигналов биологической природы и оценка значимости полученных результатов с помощью суррогатных данных. Проведя подробный анализ всех полученных результатов, определили, что взаимодействие сердечно-сосудистой системы и тонус артериальных сосудов имеют двунаправленную связь, время запаздывания составляет 3.66 ± 0.72 в направлении воздействия КИГ→ФПГ и 2.83 ± 0.87 в направлении воздействия ФПГ→КИГ.

В результате цель магистерской диссертации «модификация метода для возможности оценки задержки в связи между системами, тестирование на

эталонных системах и применение модифицированного метода к данным биологической природы» полностью достигнута.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability/ Kiselev, A.R., Karavaev, A.S., Gridnev, V.I., Prokhorov, M.D., Ponomarenko, V.I., Borovkova, E.I., Shvartz, V.A., Ishbulatov, Y.M., Posnenkova, O.M., Bezruchko, B.P. // Russian Open Medical Journal. 2016. V. 5. Iss. 1. P. e0101.
2. Sosnowski, M Relationship between R-R interval variation and left ventricular function in sinus rhythm and atrial fibrillation as estimated by means of heart rate variability fraction / Sosnowski, M., Korzeniowska, B., Macfarlane, P.W. et al. // *Cardiol J.* 2011; 18(5): 538–545.
3. Взаимодействие 0.1 Гц колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения дистального сосудистого русла / Киселев, А.Р., Хорев, В.С., Гриднев, В.И., Прохоров, М.Д., Караваев, А.С., Посненкова, О.М., Пономаренко, В.И., Безручко, Б.П., Шварц, В.А. // *Физиология человека.* 2012. Т. 38. № 3. С. 92–99.
4. Processing and analysis of cardiac optical mapping data obtained with potentiometric dyes / Laughner, J.I., Ng, F.S., Sulkin, M.S., Arthur, R.M., Efimov, I.R. // *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* -2012. -V. 303(7). -P. H753–H765.
5. Хорев, В.С. Развитие методов анализа взаимодействий низкочастотных колебаний сердечно-сосудистой системы / Хорев, В.С. // *Кардио-ИТ.* 2015. Т. 2. №4. С. 0401.
6. In vivo cardiac phase response curve elucidates human respiratory heart rate variability / Kraleman, B., Frühwirth, M., Pikovsky, A., Rosenblum, M., Kenner, T., Schaefer, J., Moser, M. // *Nature Communications.* 2013. V. 4. P. 2418.

7. Хорев, В.С. Перспективы применения методов анализа взаимодействий к временным рядам колебаний сердечно-сосудистой системы / Хорев, В.С., Плуталова, А.В. // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2015. Т. 5. №11. С. 1439–1440.
8. Dynamic Assessment of Baroreflex Control of Heart Rate during Induction of Propofol Anesthesia Using a Point Process Method / Chen, Z., Purdon, P.L., Harrell, G., Pierce, E.T., Walsh, J., Brown, E.N., Barbieri, R. // *Ann Biomed Eng.* 2011. V. 39(1). P. 260–276
9. Hale, J.K. Introduction to Functional Differential Equations / Hale, J.K., Lunel, M.V. // Springer, New York (1993) Кузнецов С.П. Изв. ВУЗов. Радиофизика 25, 1410 (1982)
10. Epstein, I. R. Delay effects and differential delay equations in chemical-kinetics / Epstein, I. R. // *Int. Rev. in Phys. Chem.* 1992. Vol. 11. P. 135.
11. Lang, R. External optical feedback effects on semiconductor injection lasers / Lang, R., Kobayashi, K. // *IEEE J. Quantum Electron.* 1980. Vol. 16. P. 347.
12. Erneux, T. Applied Delay Differential Equations / Erneux, T. // New York: Springer, 2009.
13. Mokhov, I.I. El Nino Southern Oscillation drives North Atlantic Oscillation as revealed with nonlinear techniques from climatic indices / Mokhov, I.I., Smirnov, D.A. // *Geophys. Research Lett.* 2006. Vol. 33. L03708.
14. Mackey, M.C. Oscillations and chaos in physiological control systems / Mackey, M.C., Glass, L. // *Science.* 1977. Vol. 197. P. 287.
15. Kuang, Y. Delay / Kuang, Y. // *Differential Equations with Applications in Population Dynamics.* Boston: Academic Press. 1993. P. 163–166.
16. Bocharov, G.A. Numerical modelling in biosciences using delay differential equations / Bocharov, G.A., Rihan, F.A. // *J. Comp. Appl. Math.* 2000. Vol. 125. P. 183
17. Fowler, A.C. Delay recognition in chaotic time series / Fowler, A.C., Kember, G. // *Phys. Lett. A.* 1993. Vol. 175, P. 402.

18. Identifying and modeling delay feedback systems / Hegger, R., Bünner, M.J., Kantz, H., Giaquinta, A. // *Phys. Rev. Lett.* 1998. Vol. 81. P. 558.
19. Reconstruction of systems with delayed feedback: (I) Theory / Bünner, M.J., Ciofini, M., Giaquinta, A., Hegger, R., Kantz, H., Meucci, R., Politi, A. // *Eur. Phys. J. D.* 2000. Vol. 10. P. 165.
20. Tian, Y.C. Extraction of delay information from chaotic time series based on information entropy / Tian, Y.C., Gao, F. // *Physica D.* 1997. Vol. 108. P. 113.
21. Kaplan, D.T. Coarse-grained embeddings of time series: Random walks, gaussian random process, and deterministic chaos / Kaplan, D.T., Glass, L. // *Physica D.* 1993. Vol. 64. P. 431.
22. Recovery of the time-evolution equation of time-delay systems from time series / Bünner, M.J., Meyer, Th., Kittel, A., Parisi, J. // *Phys. Rev. E.* 1997. Vol. 56. P. 5083.
23. Prokhorov, M.D. Reconstruction of time-delay systems using small impulsive disturbances / Prokhorov, M.D., Ponomarenko, V.I. // *Phys. Rev. E.* 2009. Vol. 80. 066206.