

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

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВРЕМЕНИ ЗАДЕРЖКИ В СВЯЗИ ПО ВРЕМЕННЫМ
РЯДАМ МОДЕЛЕЙ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА
БЛИЖАЙШИХ СОСЕДЕЙ**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТРСКОЙ РАБОТЫ

Студентки 4 курса 461 группы

направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий
наименование факультета

Чепцовой Анны Константиновны
фамилия, имя, отчество

Научный руководитель
ассистент, к.ф.-м.н.
должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

В.С. Хорев
инициалы, фамилия

Заведующий кафедрой:
д.ф.-м.н., доцент
должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

Е.П. Селезнев
инициалы, фамилия

Саратов 2016 г.

Введение. Изучение временных рядов очень распространено в современном мире. Они встречаются во многих науках, например, климатология, экономика, биология, физика и многих других. В данной работе был рассмотрен анализ временных рядов с точки зрения биомедицинской инженерии. Существуют различные методы анализа временных рядов, но в данной работе был рассмотрен метод учета ближайших векторов состояния, предложенный сотрудниками научной группы динамического моделирования в нелинейной динамике: Прохоровым М.Д., Пономоренко В.И. И Хоревым В.С. Этот метод был предложен для определения по временному ряду системы с запаздыванием ее времени задержки.

Целью данной работы является исследование работоспособности метода, основанного на использовании метода учета ближайших векторов состояния, для восстановления времени задержки по временным рядам моделей регуляции медленных колебаний сердечно-сосудистой системы в зависимости от управляющих параметров систем, а также сравнение результатов, полученных для моделей с результатами, полученными для записей, полученных с реальных субъектов.

Сердечно-сосудистая система одна из жизненно важных систем организма человека. В настоящее время эта область изучается с разных сторон: забелевания сердечно-сосудистой системы, ее реакция на различные внутренние изменения организма или внешние воздействия (например, стресс), взаимосвязь с другими системами организма человека. Но с точки зрения биомедицинской инженерии проходит не достаточно много исследований, для активного развития методов диагностики. А такие исследования нужны для создания массовых, но достаточно точных методов диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Новизна работы заключается в определении времени задержки показаний двух систем: медленные колебания артериального давления с помощью нелинейной модели обратной связи и дифференциальное уравнение первого порядка для барорефлекса прогнозирующее задержку 0.4 Гц в

артериальном давлении сердечного ритма у крыс. А также в применении этого метода к значениям пульсограмм, снятых со здоровых людей.

Для достижения поставленной цели, были поставлены следующие задачи:

1. Анализ научных работ, связанных с моделированием сердечно-сосудистой системы.
2. Проведение численного эксперимента с генерацией данных по модельным уравнениям и их дальнейшая их обработка.
3. Реализация метода, основанного на учёте ближайших векторов состояния, для восстановления времени задержки по временным рядам на языке программирования высокого уровня.
4. Анализ результатов, формулировка выводов по полученным результатам.

Выпускная квалификационная работа состоит из двух глав:

I. Теоритическая часть — состоит из 15 страниц, 5 иллюстраций, в этой части используется 31 источник из списка литературы. Содержит 7 разделов, включающих в себя основные теоретические вопросы по данной теме, а также полное описание исследуемого метода.

II. Экспериментальная часть — состоит из 35 страниц, 13 иллюстраций, в этой части используется 13 источников из списка литературы. Содержит 8 разделов, включающих в себя результаты работы, их подробное описание и выводы, сделанные по полученным результатам.

Основная часть. Для того, чтобы убедиться в работоспособности предложенного метода необходимо сначала протестировать его на системах с известным временем задержки. При разработке, метод был протестирован на системе Маккея-Гласса. Эта система была выбрана, потому что, во-первых, она описывается дифференциальным уравнением первого порядка, а во-вторых, описывает функцию кроветворения. Но этого не достаточно для внедрения этого метода в медицинскую практику, поэтому целью данной работы является тестирование метода на других системах.

В качестве таких систем были выбраны две:

Модель медленных колебаний артериального давления с включенной нелинейной обратной связью. Модель разработана научной группой факультета физиологии национального Университета Ирландии совместно с учеными Университета Окленда Новой Зеландии. [9]

Схема линейной модели обратной связи представлена на рис. 1.

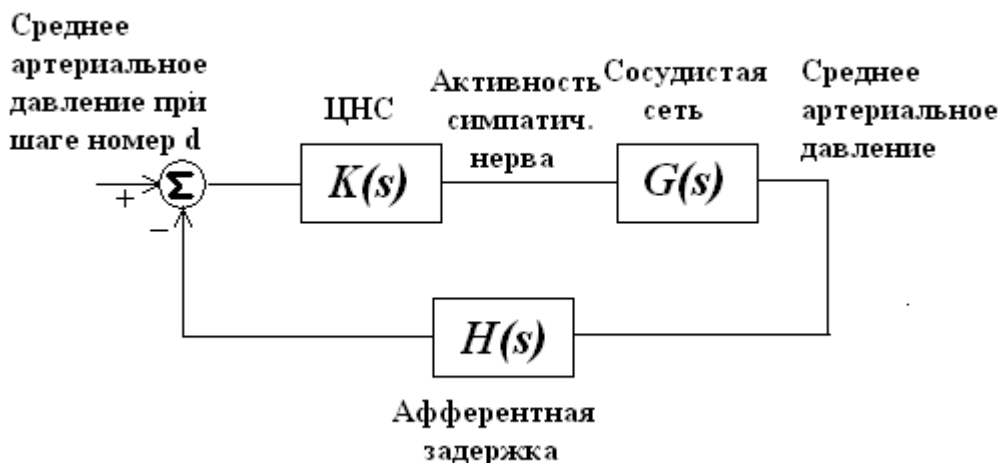


Рис. 1. Блок-схема компонентов линейной системы с обратной связью (разработана [8]) [9]

Модель линейной обратной связи включает в себя сосудистую сеть и центральную нервную систему.

Схема нелинейной модели обратной связи представлена на рис. 2.

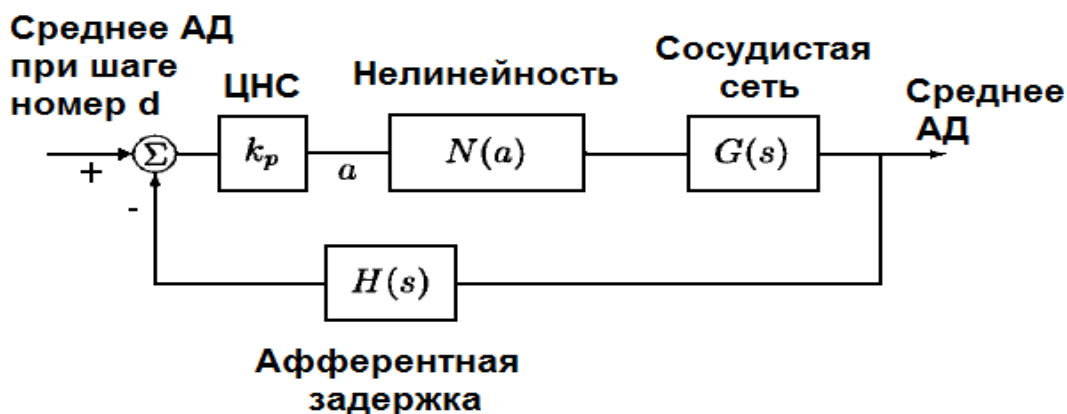


Рис. 2. Блок-схема компонентов нелинейной системы с обратной связью.

Схема нелинейной модели отличается от линейной системы только тем, что:

1. Оператор среднего артериального давления был заменен пропорциональным регулированием.
2. Есть амплитуда, ограничивающая сигмоидальную нелинейность.

Нелинейная модель не исключает использования оператора среднего артериального давления или регулирования другой формы.

Эта модель описывается уравнением (1):

$$g(x) = \frac{r}{1 + \alpha e^{-\beta(x-a)}} - \frac{r}{1 + \alpha e^{\beta(x-a)}}, \quad (1)$$

где r , α , β , a – управляющие параметры. [9]

Для этого уравнения были испробованы различные значения параметров. Отталкиваясь от значений, указанных в статье, были подобраны наиболее подходящие. Ими оказались следующие значения параметров системы: $r = -3,3$; $\alpha = 1$; $\beta = 2$; $a = 0,5$.

Задержку в данной системе устанавливали равной 0.3.

Рассмотрим результаты (рис. 3,4), на которых изображены результаты обработки данных системы медленных колебаний артериального давления с помощью нелинейной модели обратной связи. Из них видно, что чем больше значение параметра e_2 , тем отчётливее просматривается, требуемый нам минимум, который показывает, искомую задержку.

В нелинейной модели обратной связи было задано дискретное время запаздывания $\tau = 0.3$. Так как мы использовали шаг интегрирования $\Delta t = 1$, вместо $\Delta t = 0.1$ поэтому при реализации программы, идеальным результатом будет значение дискретного времени запаздывания $D = 30$.

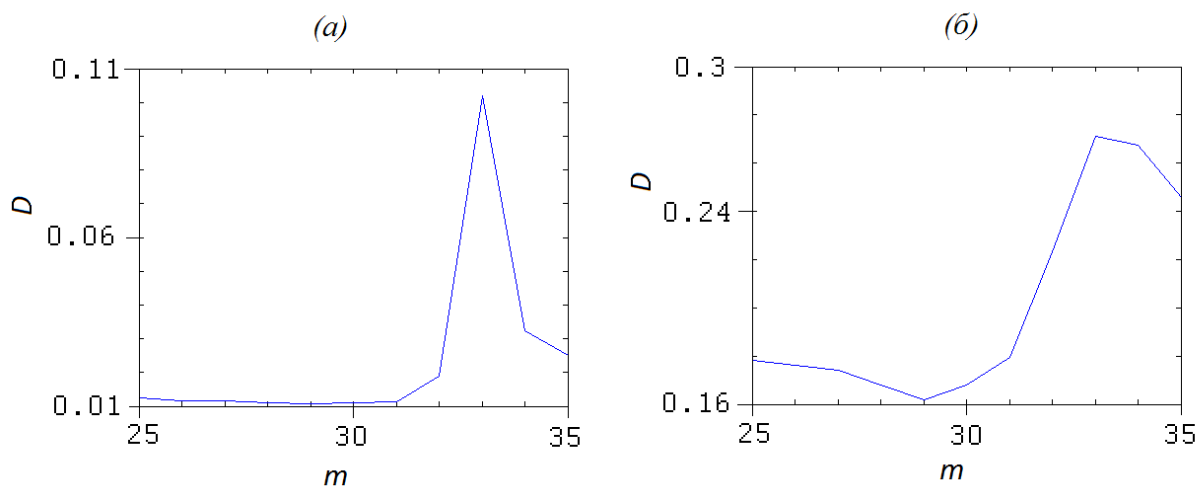


Рис. 3. Зависимость величины D от пробного времени запаздывания m при 10 ближайших соседях (а) при значении параметра $e_2=0.5$, (б) при значении параметра $e_2=2.0$.

После рассмотрения системы медленных колебаний артериального давления с помощью нелинейной модели обратной связи можно сделать вывод, что получен результат дискретного времени запаздывания с погрешностью «-1», $m=29$. Также выявлено, что выраженность искомого минимума зависит от параметра e_2 : чем больше e_2 , тем лучше идентифицируется искомый минимум.

Дифференциальное уравнение первого порядка для барорефлекса прогнозирующее задержку 0.4 Гц в артериальном давлении сердечного ритма у крыс. Модель разработана научной группой, в состав которой входят ученые факультета химии и физики колледжа Асбери, Уилмор. Ученые факультета физиологии медицинского колледжа при Университете штата Кентуки, а также ученые с факультета биомедицинской инженерии Университете штата Кентукки, Лексингтон, Кентукки. [10]

Ключевым уравнением данной модели является следующее равенство:

$$T \dot{p}(t) + p(t) = Gp(t - \tau) - G_d T \dot{p}(t - \tau) + U(t), \quad (2)$$

где $p(t)$ – колебания среднего артериального давления и скорость изменения давления; T, G, G_d – управляющие параметры; $U(t)$ — факторы, влияющие на артериальное давление. [10]

Для этого уравнения были испробованы различные значения параметров. Отталкиваясь от значений, указанных в статье, были подобраны наиболее подходящие. Ими оказались следующие значения параметров системы: $T = 3.55$; $G = 5$; $G_d = 0.37$.

Рассмотрим результаты зависимости величины D от пробного времени запаздывания данной модели. Было задано дискретное время запаздывания $\tau = 0.8$. Так как мы использовали шаг интегрирования $\Delta t = 1$, вместо $\Delta t = 0.1$ поэтому при реализации программы, идеальным результатом будет значение дискретного времени запаздывания $D = 80$.

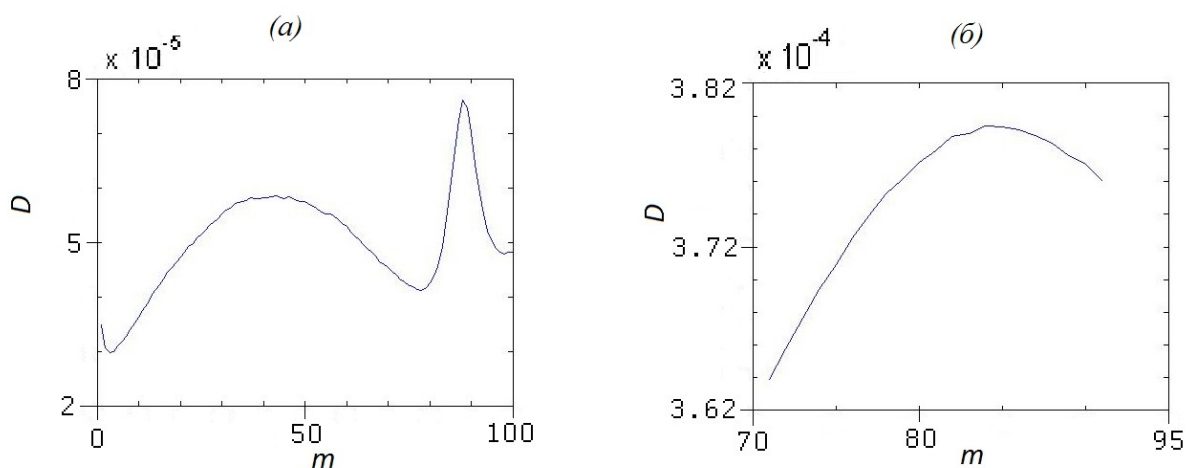


Рис. 5. Зависимость величины D от пробного времени запаздывания m в случае поиска (а) 10 ближайших векторов состояния. (б) 100 ближайших векторов состояния. В качестве внешнего воздействия было использовано уравнение Ван дер Поля.

Отметим, что при использовании 100 ближайших векторов состояния, даже в приближенном масштабе видно, что дискретное время запаздывания не определяется. После рассмотрения системы дифференциальных уравнений

первого порядка для барорефлекса, прогнозирующих задержку 0.4 Гц в артериальном давлении сердечного ритма у крыс, можно сделать вывод, что идентификация значения дискретного времени запаздывания зависит от количества ближайших векторов состояния: чем меньше количество ближайших векторов состояния, тем точнее результат. Это объясняется тем, что при большом количестве ближайших векторов состояния разброс диапазона значений очень большой, а при малом количестве — получаем отрезок, более локализованный, поэтому точность возрастает. После полученных результатов, видно, что метод работает, поэтому мы попробовали применить метод к сигналам фотоплетизмограммы (ФПГ), снятым с дистальной фаланги указательного пальца у здоровых людей. ФПГ снимали с людей, находившихся в спокойном состоянии. Использовались две группы значений: ФПГ, снятая с пациента в положении лежа и ФПГ, снятая с пациента в положении стоя. Результаты расчётов представлены на рис. 7.

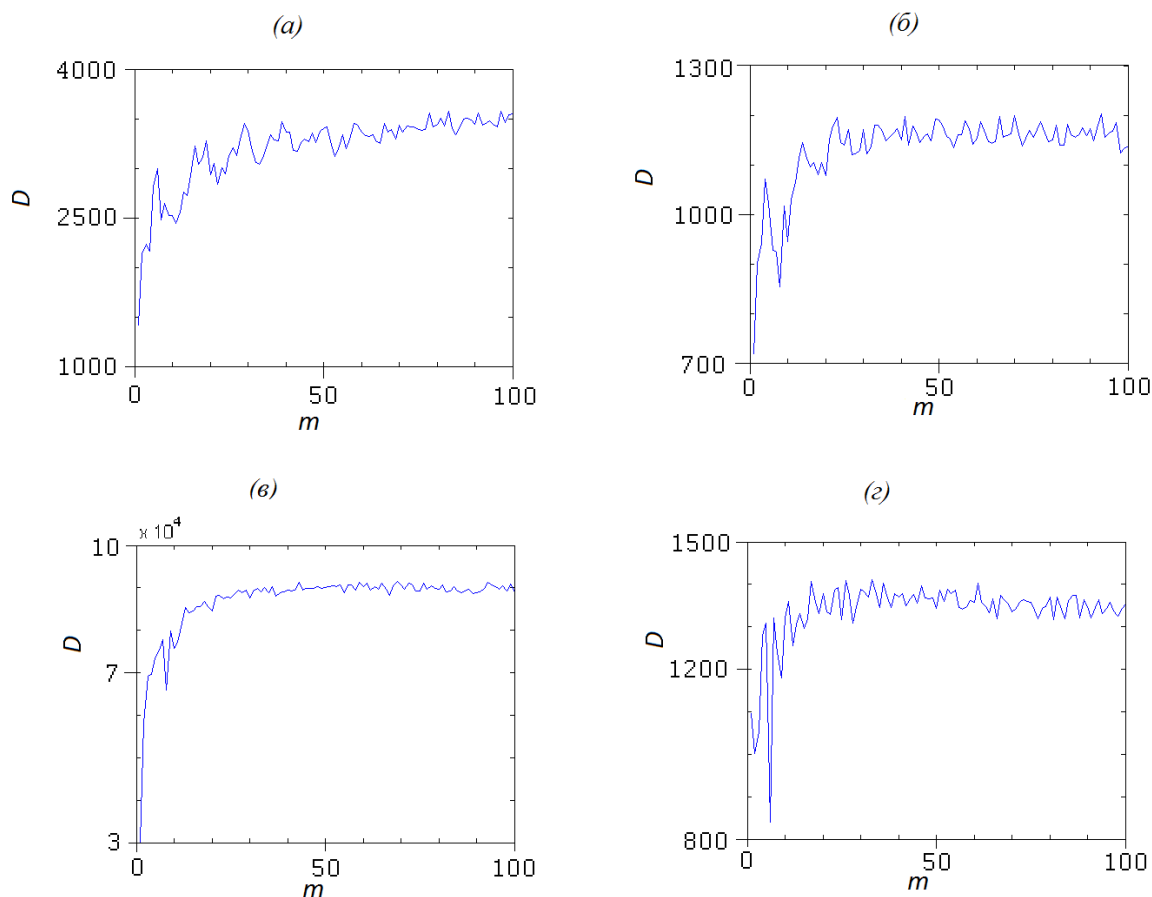


Рис. 7. Зависимость величины D от пробного времени запаздывания m при 10 ближайших соседях. Результат при снятии ФПГ, (а) пациент Бабенко, положение — лёжа, (б) пациент Бабенко, положение — стоя, (в) пациент Киселёв, положение — лёжа, (г) пациент Киселёв, положение — стоя.

Несмотря на то, что метод учета ближайших векторов состояния требует дальнейшего изучения, можно отметить, что при данных условиях можно увидеть приблизительный диапазон дискретного времени запаздывания: от $m=5$ до $m=10$ точек, соответствующих диапазону 1-2 секунды, поскольку частота дискретизации исходных рядов составляла 5 Гц.

Заключение. В данной работе мною были решены следующие задачи:

1. Изучены научные статьи, отражающие современное состояние исследований, проводившихся в области анализа и обработки сигналов сердечно-сосудистой системы.

2. Был проведён численный эксперимент, включающий интегрирование уравнений исследуемых систем моделей медленных колебаний артериального давления с включенной нелинейной обратной связью и системы дифференциального уравнения первого порядка для барорефлекса, прогнозирующее задержку 0.4 Гц в артериальном давлении сердечного ритма у крыс. Дальнейшая обработка результатов этих двух моделей.
3. С помощью языка программирования FreePascal в среде разработки Lazarus была написана программа, реализующая метод учета ближайших векторов состояния, и с ее помощью исследованы временные ряды различных систем.
4. Была проведена обработка значений ФПГ, снятых с дистальной фаланги указательного пальца человека, по полученным результатам были сделаны выводы о работоспособности метода.

Таким образом, цель работы была достигнута, а полученные результаты исследования работоспособности метода, основанного на использовании метода учета ближайших векторов состояния, для восстановления времени задержки по временным рядам моделей регуляции медленных колебаний сердечно-сосудистой системы в зависимости от управляющих параметров систем могут быть использованы физиологами для дальнейших исследований взаимодействий в сердечно-сосудистой системе.