

ISSN 2224-6150

www.medconfer.com



**БЮЛЛЕТЕНЬ  
МЕДИЦИНСКИХ  
ИНТЕРНЕТ-КОНФЕРЕНЦИЙ**  
**Bulletin of Medical Internet Conferences**

2014 Том 4 Выпуск 7  
2014 Volume 4 Issue 7

## Бюллетень медицинских Интернет-конференций

ISSN 2224-6150

2014. Том 4. Выпуск 7 (Июль)

Учредитель журнала – Общество с ограниченной ответственностью  
«Наука и Инновации» (Россия, Саратов)

### Главный редактор

В.М. Попков, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

### Зам. главного редактора

Ю.В. Черненко, профессор, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

### Ответственный секретарь

А.Р. Киселев, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

### Редакционный совет

В.Ф. Киричук, засл. деятель науки РФ, профессор, докт. мед. наук  
(Россия, Саратов)

А.И. Кодочигова, профессор, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

А.П. Ребров, профессор, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

Ю.Г. Шапкин, профессор, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

### Редакционная коллегия

Е.А. Анисимова, доцент, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

Н.В. Булкина, профессор, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

В.И. Гриднев, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

И.В. Нейфельд, канд. мед. наук (Россия, Саратов)

О.М. Посненкова, канд. мед. наук (Россия, Саратов)

С.Н. Потахин, канд. мед. наук (Россия, Саратов)

И.Е. Рогожина, доцент, докт. мед. наук (Россия, Саратов)

Д.Е. Суетенков, доцент, канд. мед. наук (Россия, Саратов)

В.А. Шварц, канд. мед. наук (Россия, Москва)

### Руководитель Интернет-проекта

И.М. Калмыков (Россия, Саратов)

### Помощник ответственного секретаря

Ю.В. Попова (Россия, Саратов)

### Технический редактор

А.Н. Леванов (Россия, Саратов)

### Адрес редакции:

410033, г. Саратов, просп. 50 лет Октября, 101.

E-mail: [info@medconfer.com](mailto:info@medconfer.com)

Электронная версия журнала – на сайте [www.medconfer.com](http://www.medconfer.com)

Общественное рецензирование публикуемых материалов  
осуществляется на сайте [www.medconfer.com](http://www.medconfer.com).

Материалы публикуются в авторской редакции.

Сведения обо всех авторах находятся в редакции.

© Бюллетень медицинских Интернет-конференций, 2014

## Bulletin of Medical Internet Conferences

ISSN 2224-6150

2014. Volume 4. Issue 7 (July)

Publisher – Limited Liability Company "Science and Innovation" (Saratov,  
Russia)

### Editor-in-Chief

V.M. Popkov, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

### Deputy Chief Editor

Y.V. Chernenkov, Professor, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

### Executive Secretary

A.R. Kiselev, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

### Drafting Committee

V.F. Kirichuk, Professor, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

A.I. Kodochigova, Professor, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

A.P. Rebrov, Professor, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

Yu.I. Shapkin, Professor, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

### Editorial Board

E.A. Anisimova, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

N.V. Bulkina, Professor, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

V.I. Gridnev, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

I.V. Neyfeld, PhD, MD (Saratov, Russia)

O.M. Posnenkova, PhD, MD (Saratov, Russia)

S.N. Potakhin, PhD, MD (Saratov, Russia)

I.E. Rogojina, D.Sc., MD (Saratov, Russia)

D.E. Suetenkov, PhD, MD (Saratov, Russia)

V.A. Schvartz, PhD, MD (Moscow, Russia)

### Head of the Internet Project

I.M. Kalmikov (Saratov, Russia)

### Assistant Executive Secretary

Yu.V. Popova (Saratov, Russia)

### Technical Editor

A.N. Levanov, MD (Saratov, Russia)

E-mail: [info@medconfer.com](mailto:info@medconfer.com)

URL: [www.medconfer.com](http://www.medconfer.com)

© Bulletin of Medical Internet Conferences, 2014

**Итоговая конференция базовой кафедры динамического моделирования и  
биомедицинской инженерии Саратовского государственного университета  
им. Н.Г. Чернышевского (2013-2014 учебный год)**

Дата проведения: июнь 2014 года

<i>Хорев В.С., Кульминский Д.Д., Миронов С.А.</i> Оценка запаздывания и связи между 0,1 Гц ритмами регуляции в сердечно-сосудистой системе .....	958
<i>Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А.</i> Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов .....	962
<i>Ишбулатов Ю.М., Кульминский Д.Д., Миронов С.А.</i> Методика оценки времени проведения нервного сигнала в системе регуляции тонуса артериальных сосудов .....	967
<i>Кульминский Д.Д., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д.</i> Система скрытой передачи данных в медицинских информационных системах, основанная на хаотической синхронизации генераторов с запаздывающей обратной связью .....	971

ID: 2014-07-3930-A-4047

Оригинальная статья

Хорев В.С., Кульминский Д.Д., Миронов С.А.\*

**Оценка запаздывания и связи между 0,1 Гц ритмами регуляции в сердечно-сосудистой системе**

ФГБОУ ВПО Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского

\*ФГУ Центральный Клинический Военный госпиталь ФСБ России

Khorev V.S., Kulminsky D.D., Mironov S.A.\*

**Estimation of delay and interaction between 0.1 Hz regulatory rhythms in cardiovascular system**

Saratov State University

\*Central Clinical Military Hospital of Russian FSB

**Резюме**

Обсуждается возможность решения задачи определения преимущественного направления и задержки в связи между 0,1 Гц ритмами вегетативной регуляции ритма сердца и кровенаполнения дистального сосудистого русла с помощью метода, основанного на моделировании фазовой динамики взаимодействующих систем, а также метода расчета индекса фазовой синхронизации. Иллюстрируется эффективность комбинированного подхода при анализе экспериментальных данных.

**Ключевые слова:** 0,1 Гц колебания, временные ряды, фазовая динамика

**Abstract**

A possibility to solve the problem of estimation the delay between 0.1 Hz oscillations in heart rate variability and distal blood flow variability with methods based on phase dynamics modeling phase synchronization index calculation. Efficiency of the combined approach is illustrated in the analysis of experimental data.

**Key words:** 0.1 Hz oscillations, time series, phase dynamics

**Введение**

Сердечно-сосудистая система человека является одной из наиболее важных физиологических систем, в функционировании которой принимают участие различные взаимодействующие между собой процессы [1], в том числе, 0,1 Гц колебания, наблюдающиеся в вариабельности сердечного ритма (ВСР) [2] и вариабельности кровенаполнения дистального сосудистого русла (ДСР) [3]. В ряде работ изучались свойства вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы с использованием различных методов математического моделирования [4–6], в частности, показано, что возникновение 0,1 Гц колебаний в ВСР и колебаниях артериального давления обусловлено функциональными особенностями барорефлекторной регуляции системного уровня артериального давления. В более ранних работах было показано, что 0,1 Гц колебания в кардиоинтервалограмме и кровенаполнении ДСР могут длительное время оставаться синхронными [3, 7, 8], при этом относительная длительность такого синхронного поведения имеет диагностическое и прогностическое значение [9-16].

**Материал**

Для изучения вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы всем обследованным проводилась одновременная регистрация электрокардиограммы (ЭКГ), фотоплетизмограммы (ФПГ) и механической записи дыхания в горизонтальном положении тела. Продолжительность каждой записи составляла 10 минут. Во время регистрации сигналов дыхание у всех обследованных было произвольным.

Регистрация ЭКГ, ФПГ и дыхания осуществлялась при помощи многоканального электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 "Энцефалан-131-03" модель 10 (НПКФ «Медиком-МТД», Россия) с комплектом стандартных датчиков. Регистрация сигналов производилась с частотой 250 Гц при 12-ти разрядном разрешении. Запись ФПГ проводилась при помощи пульсоксиметрического датчика (в проходящем свете), помещенного на дистальной фаланге указательного пальца. При помощи записи дыхания контролировались спонтанность дыхания, отсутствие форсированных вдохов и задержек дыхания во время регистрации записей. Тем самым, из анализа исключались случайные влияния на сердечно-сосудистую систему со стороны дыхания, т.е. все исследования проводились в относительно стандартных условиях спонтанного дыхания. Для дальнейшего анализа отбирались записи сигналов ЭКГ и ФПГ, не содержащие помех, экстрасистол, заметного линейного тренда и переходных процессов.

Оценка времени запаздывания в связи между 0,1 Гц-колебаниями в ВСР и вариабельности кровенаполнения ДСР осуществлялась на основе усреднённых по ансамблю записей оценки силы воздействия со стороны одного элемента системы на другой ( $\nu$ ), полученные с помощью метода моделирования фазовой динамики, в частности, изучаются варианты направления связи «сердце  $\rightarrow$  ДСР» и «ДСР  $\rightarrow$  сердце».

На рисунке 1 приведен спектр последовательности RR интервалов, на котором видны два характерных пика: пик, связанный с дыханием на частоте  $f_r$ , и пик, связанный с процессом регуляции сердечного ритма на частоте  $f_c$ . Поэтому для выделения последнего мы проводили полосовую фильтрацию (0,05 – 0,15 Гц) последовательности RR интервалов.

Заметим, что последовательность RR интервалов является неэквиливантным рядом. Для получения эквидистантного ряда

будем откладывать по оси абсцисс время появления  $k$ -го R пика:  $t_k = \sum_{i=1}^k T_i$ , где  $T_i$  – время между  $i$ -ым и  $(i+1)$ -ым R зубцом.

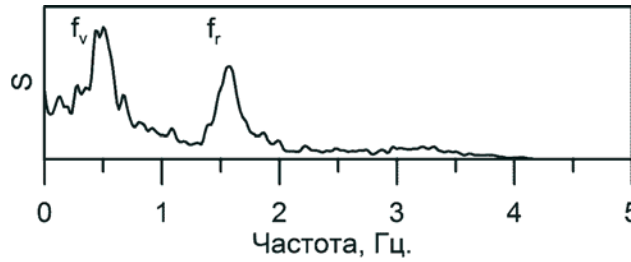


Рис. 1. Спектр мощности последовательности RR интервалов.

Проведя интерполяцию полученной зависимости и выбирая из нее точки через равные промежутки времени, получаем эквидистантный временной ряд, к которому можно применить стандартную процедуру преобразования Фурье и построить спектр:

$$X(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) e^{-i2\pi ft} dt. \quad (1)$$

Для выделения низкочастотной компоненты ВСР, связанной с процессом регуляции сердцебиения с собственной частотой около 0,1 Гц, отфильтруем сигнал кардиоинтервалограммы, устранив высокочастотные колебания с частотой выше 0,15 Гц, связанные преимущественно с дыханием, и колебания с частотой менее 0,05 Гц. Аналогичным образом выделим медленную компоненту вариабельности кровенаполнения ДСР, отфильтровав сигнал пульсограммы полосовым фильтром с полосой пропускания 0,05–0,15 Гц.

### Методы

Поскольку записи представляют собой дискретные временные ряды, удобно рассматривать разностную форму уравнений:

$$\varphi_{1,2}(t + \tau) - \varphi_{1,2}(t) = F(\varphi_{1,2}(t), \varphi_{2,1}(t), \mathbf{a}_{1,2}) + \varepsilon_{1,2}(t), \quad (2)$$

где  $\varphi_1(t)$  и  $\varphi_2(t)$  – фазы сигналов,  $\tau$  – конечный временной интервал,  $\varepsilon_{1,2}(t)$  – шумы с нулевым средним,  $F$  – тригонометрический многочлен вида:

$$F(\varphi_1, \varphi_2, \mathbf{a}_k) = \frac{\alpha_0^{(k)}}{\sqrt{2}} + \sum (\alpha^{(k)} \cos(\varphi_1 + \varphi_2) + \beta^{(k)} \sin(\varphi_1 + \varphi_2)), \quad k = 1, 2,$$

где  $\mathbf{a}_k \equiv (\alpha_0^{(k)}, \{\alpha^{(k)}\}, \{\beta^{(k)}\})$  – векторы коэффициентов, а сами оценки силы воздействия рассчитываются следующим образом:

$$\gamma_{1,2} = \frac{1}{2\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} (\partial F(\varphi_{1,2}, \varphi_{2,1}, \mathbf{a}_{1,2}) / \partial \varphi_{2,1})^2 d\varphi_1 d\varphi_2 \quad (3)$$

Наличие максимума на графике зависимости  $\gamma$  от времени запаздывания указывает на признаки задержки в связи между исследуемыми колебаниями, а положение максимума позволяет получить оценку величины этой задержки. Для анализа статистической значимости полученной оценки времени запаздывания применялась следующая процедура. При гипотезе отсутствия связи случайные величины  $\alpha_k$  и  $\beta_k$  являются независимыми и одинаково распределёнными по нормальному закону с нулевым средним и некоторой дисперсией  $\sigma_{\alpha_k}^2$ . Следовательно, величина  $\chi_{j \rightarrow k}^2 = (\alpha_k^2 + \beta_k^2) / \sigma_{\alpha_k}^2$  распределена при этом по закону « $\chi^2$ » с двумя степенями свободы. Её функция распределения  $\Phi_2(x)$  табулирована. Обозначим  $\hat{\chi}_{2,1-p}^2$  такое число, что  $\Phi_2(\hat{\chi}_{2,1-p}^2) = 1 - p$ , то есть  $(1-p)$  – квантиль распределения. Если оказывается что  $\chi_{j \rightarrow k}^2 > \hat{\chi}_{2,1-p}^2$ , то можно опровергнуть гипотезу об отсутствии связи на уровне значимости  $p$ . Чем меньше  $p$ , тем надёжнее вывод. Общее значение  $p=0.05$  считается соответствующим достаточно высокой надёжности. Величина  $\sigma_{\alpha_k}^2$  неизвестна, но вместо неё можно использовать оценку

$$\hat{\sigma}_{\alpha_k}^2 = \frac{2\hat{\sigma}_{\varepsilon_k}^2}{N} \left( 1 + 2 \sum_{j=1}^{\tau/\Delta t} \left( 1 - \frac{j}{\tau/\Delta t} \right) \cos \left( \frac{(\hat{\omega}_k + \hat{\omega}_j)}{\tau/\Delta t} \right) \exp \left( -\frac{l(\hat{\sigma}_{\varepsilon_k}^2 + \hat{\sigma}_{\varepsilon_j}^2)}{2\tau/\Delta t} \right) \right), \quad (4)$$

где оценка дисперсии шума  $\hat{\sigma}_{\varepsilon_k}^2 = \min_{\omega_k, \alpha_k, \beta_k} S(\omega_k, \alpha_k, \beta_k)$ . Таким образом, уровень значимости, на котором можно сделать вывод о наличии связи  $j \rightarrow k$ , оценивается как  $p_{j \rightarrow k} = \Phi_2(\hat{\chi}_{2,1-p}^2)$ . Формула для оценки  $\sigma_{\alpha_k}^2$  получена при предположении о том, что автокорреляционная функция шума  $\varepsilon_k$  линейно спадает на интервале  $[0, \tau]$ . Если максимум  $\gamma$  вместе с 95-процентным доверительным интервалом принимает на рассматриваемых графиках положительные значения, можно говорить о статистической значимости полученной оценки времени задержки на уровне 0,05.

Данные методики применялись к временным рядам, для которых было зафиксировано значимое взаимодействие в полосе частот 0,05-0,15 Гц, определяемое с помощью функции когерентности. Функция когерентности  $C_{xy}(f)$  определяется путем нормировки взаимной спектральной плотности:

$$C_{xy}^2(f) = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_{xx}(f)S_{yy}(f)} \quad (5)$$

Функция когерентности является аналогом коэффициента корреляции в частотной области и отражает степень линейной взаимосвязи гармонических компонент рассматриваемых процессов. Чем ближе функция когерентности к единице на данной частоте  $f$ , тем больше совпадение гармонических составляющих на этой частоте. Оценка значимости рассчитывалась с помощью суррогатных данных, генерируемых из исходных рядов путём рандомизации фаз сигналов.

### Результаты

Исходя из гипотезы о независимости автоколебательных систем, отвечающих за ритмические процессы в ВСР и вариабельности кровенаполнения ДСР, в качестве простой модели могут быть использованы однонаправленно связанные осцилляторы Ван-дер-Поля:

$$\frac{d^2 x_1}{dt^2} - (\lambda_1 - x_1^2) + w_1 x_1 + \xi_1 = 0, \quad (6)$$

$$\frac{d^2 x_2}{dt^2} - (\lambda_2 - x_2^2) + w_2 x_2 + k \left( \frac{dx_2}{dt} - \frac{dx_{1,\Delta}}{dt} \right) + \xi_2 = 0,$$

где  $\lambda_{1,2}$  – коэффициенты нелинейности,  $\xi_{1,2}$  – белые шумы с нулевым средним,  $k$  – коэффициент связи между осцилляторами,  $\Delta$  – задержка в связи между системами.

Результаты применения методов показаны на рисунке 2. Сдвиг максимума зависимости индекса фазовой синхронизации вправо относительно нуля свидетельствует о воздействии со стороны первой системы на вторую, данный максимум приходится на время запаздывания  $\Delta=2$  с, что соответствует истинному времени задержки. Аналогичное время задержки получено с помощью метода моделирования фазовой динамики. Значимость взаимодействия между системами подтверждается расчётом спектра когерентности. Пример расчёта тех характеристик по экспериментальным данным для одного из здоровых испытуемых приведен на рисунке 3.

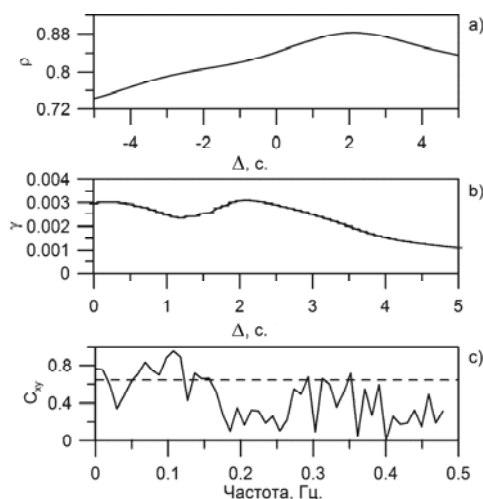


Рис.2. Зависимости индекса фазовой синхронизации (а) и оценки силы связи, рассчитанной с помощью метода, основанного на моделировании фазовой динамики (б) от пробного времени задержки, а также спектра когерентности (с) по временным рядам однонаправленно связанных осцилляторов Ван-дер-Поля, полученным при значениях параметров  $\lambda_{1,2}=0,1$ ,  $k=0,3$ ,  $\Delta=2$  с.,  $f_1=1,02$ ,  $f_2=0,98$ ,  $L=600$  с. и  $\sigma\xi=0,2$ .

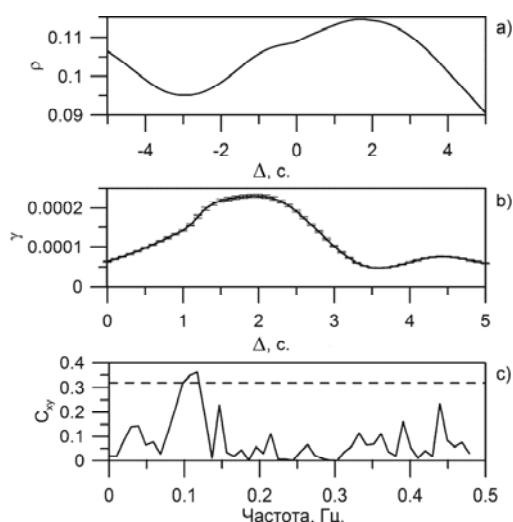


Рис. 3. Зависимости индекса фазовой синхронизации (а) и оценки силы связи, рассчитанной с помощью метода, основанного на моделировании фазовой динамики (б) от пробного времени задержки, а также спектра когерентности (с) по временным рядам ФПГ и ЭКГ одного из здоровых испытуемых.

### Обсуждение

Метод, основанный на моделировании фазовой динамики, обнаружил наличие значимого воздействия между низкочастотными колебаниями сердечного ритма и колебаниями кровенаполнения ДСР в 29 случаях. При этом, значение запаздывания в связи в воздействии со стороны ВСР на кровенаполнение ДСР  $1,91 \pm 0,98$  с, а в обратном направлении  $2,08 \pm 1,13$  с. Результаты, полученные с помощью метода расчета коэффициента фазовой синхронизации в зависимости от пробного времени запаздывания, составили  $2,63 \pm 1,25$  с в направлении сердце  $\rightarrow$  ДСР и  $2,63 \pm 1,29$  с в обратном направлении. В 20 случаях из 55 сдвиг зависимости коэффициента фазовой синхронизации от пробного времени задержки имел сдвиг, свидетельствующий о преимущественном направлении связи в сторону ДСР  $\rightarrow$  сердце, и в 35 случаях – сдвиг в обратном направлении.

### Заключение

Таким образом, на примерах эталонных колебательных систем было продемонстрирована работоспособность методик определения времени задержки в связи и определено преимущественное направление воздействия.

Анализ записей полученных со здоровых испытуемых позволил обнаружить двунаправленную связь с преимущественным направлением воздействия со стороны колебаний вариабельности сердечного ритма на вариабельность кровенаполнения дистального сосудистого русла. Полученные результаты в целом согласуются с данными о том, что фаза 0,1 Гц колебаний в микроциркуляции крови зависят от таковой в артериальном давлении с определенным временем задержки (2,0–2,5 с).

Физиологические механизмы, обеспечивающие изученные фазовые взаимоотношения между 0,1 Гц колебаниями в вариабельности сердечного ритма и вариабельности кровенаполнения дистального сосудистого русла, требуют дальнейшего изучения.

*Работа выполнена при поддержке РФФИ грант № 13-02-00227 и целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы», проект № 2.1.1/1738.*

### Литература

1. Киселев А.Р., Гриднев В.И. Колебательные процессы в вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2011; 7(1): 34–39.
2. Киселев А.Р., Киричук В.Ф., Кожирина О.М., Гриднев В.И. Изучение природы периодических колебаний сердечного ритма на основе проб с управляемым дыханием. *Физиология человека* 2005; 31(3): 76–83.
3. Караваев А.С., Киселев А.Р., Гриднев В.И. и др. Фазовый и частотный захват 0.1 Гц-колебаний в ритме сердца и барорефлекторной регуляции артериального давления дыханием с линейно меняющейся частотой у здоровых лиц. *Физиология человека* 2013; 39(4): 93–104.
4. Kotani K., Struzik Z.R., Takamasu K., et al. Model for complex heart rate dynamics in health and disease. *Physical Review E* 2005; 72: 041904.
5. Ursino M., Magosso E. Shortterm autonomic control of cardiovascular function: a mini review with the help of mathematical models. *J Integrative Neuroscience* 2003; 2(2): 219.
6. Ringwood J.V., Malpas S.C. Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model. *Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol* 2001; 280: 1105.
7. Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., et al. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system. *Chaos* 2009; 19: 033112.
8. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Метод изучения синхронизации 0,1 Гц колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения сосудов микроциркуляторного русла. *Функциональная диагностика* 2011; (4): 28–35.
9. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Посенкова О.М. и др. Оценка на основе определения синхронизации низкочастотных ритмов динамики вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы при применении метопролола у больных ИБС, перенесших инфаркт миокарда. *Терапевтический архив* 2007; 79(4): 23–31.
10. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Оценка пятилетнего риска летального исхода и развития сердечно-сосудистых событий у пациентов с острым инфарктом миокарда на основе синхронизации 0,1 Гц-ритмов в сердечно-сосудистой системе. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2010; 6(2): 328–338.
11. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Персонализация подхода к назначению гипотензивной терапии у больных артериальной гипертензией на основе индивидуальных особенностей вегетативной дисфункции сердечно-сосудистой системы. *Артериальная гипертензия* 2011; 17(4): 354–360.
12. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., et al. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients. *Applied Medical Informatics* 2011; 28(1): 1–8.
13. Киселев А.Р., Хорев В.С., Гриднев В.И. и др. Взаимодействие 0,1 Гц-колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения дистального сосудистого русла. *Физиология человека* 2012; 38(3): 92–99.
14. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., et al. Evaluation of 5-year risk of cardiovascular events in patients after acute myocardial infarction using synchronization of 0.1-Hz rhythms in cardiovascular system. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* 2012; 17(3): 204–213.
15. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., et al. Selection of optimal dose of beta-blocker treatment in myocardial infarction patients basing on changes in synchronization between 0.1 Hz oscillations in heart rate and peripheral microcirculation. *Journal of Cardiovascular Medicine* 2012; 13(8): 491–498.
16. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Коррекция вегетативной дисфункции сердечно-сосудистой системы у больных артериальной гипертензией на основе комбинированной терапии ателололом и амлодипином. *Российский кардиологический журнал* 2012; (6): 66–71.

Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А.\*

**Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов**ФГБОУ ВПО Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского  
\*ФГУ Центральный Клинический Военный госпиталь ФСБ России**Резюме**

Разработано автономное, носимое на теле устройство для суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации низкочастотных колебаний сердечного ритма и кровяного давления по унивариантному сигналу фотоплетизмограммы.

**Ключевые слова:** суточный монитор, сердечно-сосудистая система, синхронизация, 0,1 Гц ритмы**Введение**

Разработка новых методов медицинской диагностики и современного диагностического оборудования на их основе является приоритетным направлением развития медицины и здравоохранения. В последние годы растет понимание того, что здоровье человека определяется не только состоянием отдельных органов и систем организма, но и качеством их функционального взаимодействия. Например, было показано, что у здоровых людей основные ритмы сердечно-сосудистой системы, а именно, главный сердечный ритм, дыхание и низкочастотные колебания сердечных сокращений и кровяного давления с собственной частотой 0,1 Гц, находятся в состоянии достаточно высокой степени синхронизации между собой, что обеспечивает хорошую адаптацию организма [1-5]. Однако такая синхронизация может быть нарушена при развитии патологических процессов в сердечно-сосудистой системе, возникающих, например, при остром инфаркте миокарда, при котором происходит разрушение нормальных функциональных взаимосвязей между различными подсистемами регуляции сердечно-сосудистой системы [6]. Информация о степени синхронизованности ритмов сердечно-сосудистой системы оказывается важной для диагностики ее состояния [7-14], является дополнительным критерием оценки кардиоваскулярного риска, а также эффективности и безопасности лечения у пациентов с такими заболеваниями как артериальная гипертония и ишемическая болезнь сердца [15-25].

Анализ синхронизованности ритмов сердечно-сосудистой системы обычно проводится по относительно коротким временным рядам. Переход от анализа коротких реализаций к анализу данных, полученных в ходе суточного наблюдения, может дать важную дополнительную информацию о взаимодействии подсистем регуляции сердечно-сосудистой системы [26]. В данной работе нами разработано компактное, автономное, носимое на теле устройство для суточного анализа синхронизованности ритмов сердечно-сосудистой системы.

**Метод поиска участков синхронизации**

В предшествующих работах было обнаружено, что для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизованности ее ритмов наиболее информативной оказывается оценка синхронизации между низкочастотными (НЧ) колебаниями сердечных сокращений и кровяного давления человека с собственной частотой около 0,1 Гц [7-14]. Для оценки синхронизации между НЧ колебаниями сердечно-сосудистой системы ранее был предложен следующий способ [11]. Сигналы электрокардиограммы (ЭКГ) и фотоплетизмограммы (ФПГ) со среднего пальца испытуемого одновременно регистрировались при спонтанном дыхании. Сигнал оцифровывался с частотой дискретизации 250 Гц и разрядностью 14 бит. Длительность каждой записи в нашем эксперименте была 10 минут.

На рисунках 1а и 1б приведены характерные участки экспериментальных записей. Выделяя из сигнала ЭКГ последовательность RR интервалов, ряд временных интервалов между двумя последующими R пиками, получали информацию о вариабельности сердечного ритма. Для получения эквидистантного ряда RR интервалов проводилась аппроксимация кубическими сплайнами и переыборка с частотой 5 Гц исходного неэквидистантного ряда (рис. 1с).

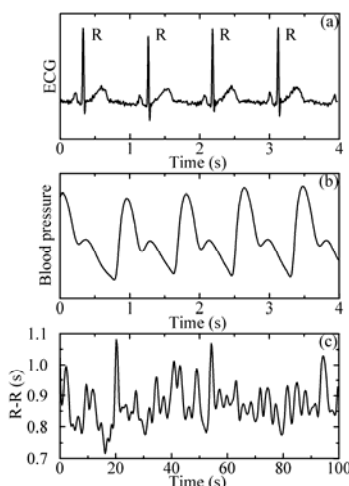


Рис. 1. Временные реализации сигнала ЭКГ(а), сигнала кровенаполнения сосудов (б), и последовательность RR интервалов (с). Сигналы ЭКГ и ФПГ приведены в произвольных единицах.



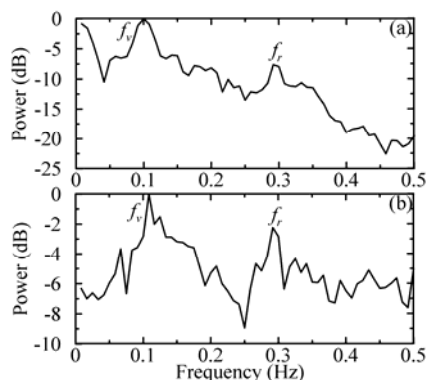


Рис. 2. Спектр мощности последовательности RR интервалов (а) и сигнала ФПГ (b). Частоты  $f_r$  связаны с респираторными колебаниями, а частоты  $f_h$  и  $f_p$  связаны с НЧ колебаниями.

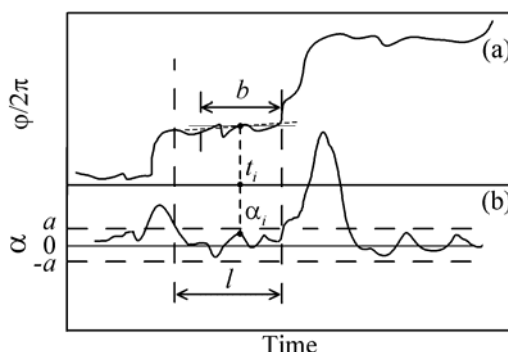


Рис. 3. Иллюстрация автоматической процедуры регистрации участков фазовой синхронизации: (а) линейная аппроксимация нормированной фазы  $\varphi(t)$  в скользящем окне; (b) угол аппроксимирующей линии.

На спектре мощности последовательности RR интервалов выделяются четкие характерные пики на частотах  $f_r$  и  $f_h$ , связанные с респираторными и НЧ колебаниями сердечного ритма, соответственно (рис. 2а). На спектре мощности сигнала ФПГ выделяются пики на частотах  $f_r$  and  $f_p$ , связанные с респираторными и НЧ колебаниями артериального давления, соответственно (рис. 2b).

Для выделения НЧ компонент последовательности RR интервалов и сигнала ФПГ использовался полосовой фильтр (0,05-0,15 Гц). С помощью преобразования Гильберта были введены фазы  $\phi_1$  и  $\phi_2$  этих компонент, а также рассчитана их разность  $\varphi = \phi_1 - \phi_2$ . Наличие фазовой синхронизации определяется условием  $|\varphi| < \text{const}$ . В этом случае разность фаз  $\varphi(t)$  колеблется около постоянного значения. Регистрировались участки синхронизации – области, где  $\varphi$  колеблется во времени около постоянного значения, считалась общая длительность  $S$ , и выражалось в процентах от общей длительности записи  $T$ :

$$S = \left( \sum_{k=1}^N d_k / T \right) \times 100\% ,$$

где  $d_k$  длительность  $k$ -ого участка синхронизации и  $N$  общее число участков. Индекс  $S$  определял относительное время синхронизации между рассматриваемыми 0,1 Гц ритмами.

Для автоматизации метода поиска участков с фазовой синхронизацией был разработан алгоритм на основе линейной аппроксимации мгновенной разницы фаз  $\varphi(t)$  в скользящем окне. Временной ряд  $\varphi(t)$ , нормированный на  $2\pi$ , линейно аппроксимировался в окне шириной  $b$ , с помощью метода наименьших квадратов (рис. 3а). В результате, в момент времени  $t_i$ , отвечающий за середину окна, получали коэффициент  $\alpha_i$  – угол аппроксимирующей прямой (рис. 3б). Двигаясь окном по одной точке вдоль всего ряда  $\varphi(t)$ , мы рассчитывали угол  $\alpha_{i+1}$  для момента времени  $t_{i+1}$ , и т.д. В областях фазовой синхронизации относительное значение  $\varphi(t)$  выходило на плоский уровень вблизи малого постоянного значения  $|\alpha|$ . Области малого значения  $|\alpha|$  определялись как участки синхронизации, если выполнялось условие  $|\alpha| \leq |a|$ , где  $a$  пороговое значение. Отметим, что вторым необходимым условием наличия синхронизации является большое время длительности области малого  $|\alpha|$  значения. Время длительности этой области должно превышать значение  $l$  (рис. 3б), чтобы исключить короткие участки с высокой вероятностью случайного совпадения мгновенной фазы колебаний. Также следует отметить, что конечная ширина скользящего окна не позволяет исследовать синхронизацию в начальных и конечных областях  $\varphi(t)$ , где ее длительность составляет  $b/2$ . Похожий метод поиска синхронизации колебаний дыхания и сердечного ритма использовали в [27]. Однако данный метод основан на анализе синхрограмм вместо изменений относительной фазы.

Эффективность метода для поиска участков синхронизации тестировался в зависимости от выбора параметров  $b$ ,  $a$ , и  $l$ . Значение индекса  $S$  уменьшалось при уменьшении  $|a|$  и при увеличении  $l$ . Зависимость  $S$  от параметра  $b$  не монотонна. При выборе параметров метода мы руководствовались следующей концепцией: автоматическая процедура должна идентифицировать области синхронизации аналогично обычно используемой визуальной диагностике поиска участков синхронизации. Было

установлено, что это выполняется, если параметр  $l$  порядка 1–2 характерных периодов колебаний, параметр  $b$  близок по величине характерному периоду колебаний и  $|a|$  из диапазона 0,005–0,01. Обычно использовались следующие фиксированные значения параметров:  $b = 13$  с,  $|a| = 0,01$  и  $l = 16$  с, для исследований всех экспериментальных записей.

#### **Длительная оценка синхронизации между 0,1 Гц колебаниями сердечного ритма и артериального давления**

Анализ синхронизации ритмов сердечно-сосудистой системы проводился нами по относительно коротким временным рядам, длительность которых обычно не превышала 30 минут. Исследуемые экспериментальные сигналы записывались нами в клинике или в научной лаборатории с помощью стационарного оборудования фирмы Медиком.

Переход от анализа коротких реализаций к анализу данных, полученных в ходе суточного наблюдения, может дать качественно новую информацию о степени взаимодействия подсистем сердечно-сосудистой системы. Для расширения возможностей диагностики важной задачей является разработка компактного, автономного, носимого на теле устройства, осуществляющего суточный анализ синхронизованности ритмов в реальном времени. Применение такого устройства, способного передавать лечащему врачу записанные и обработанные данные о состоянии пациента, находящегося в группе риска или проходящего курс реабилитации, в перспективе позволит решить задачу непрерывного удаленного контроля состояния пациента и в случае необходимости, своевременно назначать и корректировать лечение.

Создание носимого на теле устройства для суточного анализа синхронизации 0,1 Гц ритмов сердца и кровяного давления требует решения ряда технических задач. Устройство должно быть легким, компактным, иметь низкое энергопотребление и обеспечивать качество регистрации сигналов, достаточное для диагностики синхронизации. Первый разработанный нами экспериментальный образец осуществлял суточную регистрацию ЭКГ и ФПГ. Однако он имел достаточно большие размеры (160x80x20 мм), массу более 200 г. и энергопотребление более 100 мА.

В [28] было показано, что синхронизация между различными процессами может быть выявлена даже из анализа унвариантных данных.

В ходе проведенных исследований оказалось, что удается отказаться от одновременной регистрации ЭКГ и ФПГ и ограничиться регистрацией единственного сигнала ФПГ, из которого с помощью специальной процедуры выделяются ритмы исследуемых систем. Это позволило уменьшить массу, габариты и энергопотребление устройства, а также значительно улучшить его эргономику. Такое решение позволяет также существенно упростить схемотехническую реализацию устройства.

В этом случае информацию о вариабельности сердечного ритма мы должны извлечь из сигнала ФПГ, а не ЭКГ. Для этого вместо последовательности RR интервалов, выделяемой из ЭКГ, выделим из ФПГ последовательность интервалов времени между двумя последовательными основными пиками (рис. 1b). Обозначим эту последовательность  $gg$  интервалы.

Исследования показывают, что ряд  $gg$  интервалов почти совпадает с рядом RR интервалов (рис. 1a). Так как  $g$  пики в ФПГ менее острые, чем  $R$  пики в ЭКГ, их труднее выделить. В результате, некоторые  $gg$  интервалы немного отличаются от соответствующих RR интервалов. Однако число таких  $gg$  интервалов в наших исследованиях было менее 5%. Мы сравнили значения показателя синхронизации  $S$  0,1-Гц колебаний сердечного ритма и кровяного давления, рассчитанные по бивариантным данным (ЭКГ и ФПГ) и по унвариантным данным (только ФПГ). При анализе записей 5 здоровых испытуемых и 5 пациентов, перенесших инфаркт миокарда, разница значений  $S$ , рассчитанных двумя указанными способами не превышала 2%. В результате нами был сделан вывод о возможности анализа унвариантного сигнала ФПГ для диагностики синхронизованности регуляторных ритмов сердечно-сосудистой системы.

Мы разработали компактное носимое устройство с автономным питанием для суточной записи сигнала ФПГ. Устройство включает следующие основные элементы: активный пальцевый датчик ФПГ с цифровым выходом, органы управления и индикации, канал связи с персональным компьютером, работающий на скорости 2 Мбит/с, энергонезависимую флеш-память, а также микроконтроллер, управляющий работой всех элементов устройства. Система автономного питания включает Li-Pol battery, цепи контроля ее заряда и разряда, low-drop voltage linear regulator. Фотография изготовленного экспериментального образца представлена на рис. 4.

В качестве сенсора, регистрирующего пальцевую ФПГ, использована специализированная транзисторная оптопара, работающая на отраженном свете в ИК диапазоне. Особенностью устройства пальцевого датчика является размещение 24 битного прецизионного сигма-дельта АЦП с предусилителем и anti-aliasing filter непосредственно на пальце рядом с оптическим сенсором. Выходной сигнал такого датчика цифровой (высокоскоростной Serial Peripheral Interface - SPI). Благодаря этому, полезный сигнал, передаваемый по проводам от датчика к основному блоку, не подвергается искажениям и не зашумляется.

Соединение с компьютером реализуется через USB с помощью драйвера Virtual COM Port – VCP на скорости 2 Мбит/с.

Устройство имеет размеры 90x50x13 мм и массу 80 г. Оно крепится на руке, а датчик на пальце (рис. 5).

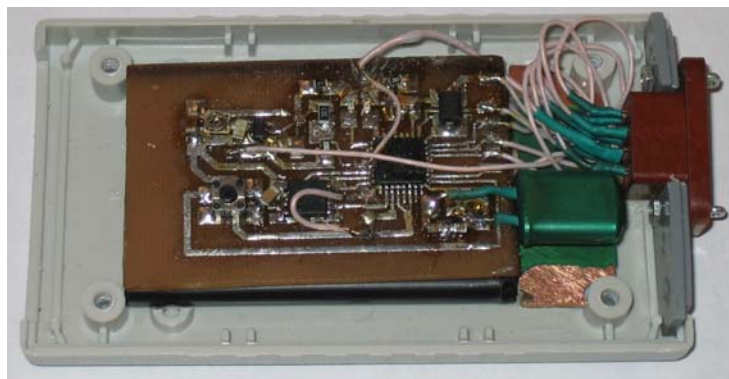


Рис. 4. Фотография экспериментального образца устройства, регистрирующего сигнал ФПГ



Рис. 5. Устройство и датчик на теле испытуемого

На данном этапе сигнал ФПГ, записанный с помощью представленного на рис. 6 экспериментального образца, передается после окончания съема данных в компьютер, в котором происходит его обработка и анализ синхронизации ритмов с помощью разработанного нами программного обеспечения.

На следующем шаге мы планируем оценивать синхронизацию 0,1 Гц ритмов сердца и кровяного давления в реальном времени с помощью малогабаритного микропроцессора с малым энергопотреблением с ядром ARM или AVR.

Анализ синхронизации исследуемых процессов в реальном времени на базе микроконтроллера требует модификации используемых алгоритмов обработки сигналов. В частности, для фильтрации сигналов предлагается использовать нерекурсивный цифровой фильтр с конечной импульсной характеристикой, например, фильтр Блэкмана с полосой пропускания 0,06-0,14 Гц. Преобразование Гильберта, используемое для выделения мгновенных фаз сигналов в реальном времени, также предлагается реализовать в виде дискретного нерекурсивного цифрового КИХ-фильтра.

Смоделировав на компьютере ситуацию регистрации сигнала ФПГ в реальном времени, мы оценили требуемые вычислительные ресурсы для анализа синхронизации исследуемых 0,1 Гц ритмов в реальном времени и подобрали параметры модифицированного алгоритма. Установлено, что технические характеристики используемого в созданном устройстве микроконтроллера позволяют использовать его для анализа синхронизации ритмов в реальном времени.

#### Заключение

Разработанный нами метод оценки синхронизации регуляторных ритмов сердечно-сосудистой системы оказывается полезным для диагностики ее состояния. Он позволяет оценивать вероятность выживания пациентов, перенесших острый инфаркт миокарда, и помогает в выборе и корректировке медикаментозной терапии при лечении таких пациентов. Установлено, что диагностику синхронизации низкочастотных колебаний сердечного ритма и кровяного давления можно проводить по универсальным данным, представляющим собой запись сигнала ФПГ.

Разработан экспериментальный образец автономного, носимого на теле устройства для суточной регистрации сигнала ФПГ и создано программное обеспечение для оценки по этому сигналу показателя синхронизации 0,1 Гц колебаний сердечного ритма и кровяного давления. Исследована возможность диагностики синхронизации исследуемых ритмов в реальном времени.

В дальнейшем планируется совместить процесс регистрации и обработки экспериментальных данных в одном устройстве. Мы разрабатываем устройство, которое сможет осуществлять суточную регистрацию ФПГ и рассчитывать показатель синхронизации 0,1 Гц ритмов сердечно-сосудистой системы в реальном времени. Особое внимание будет уделено уменьшению размеров, массы и энергопотребления устройства, а также улучшению эргономики.

Переход от анализа коротких реализаций к анализу данных, полученных в ходе длительного наблюдения, расширяет возможности диагностики и может дать важную дополнительную информацию о функциональном состоянии сердечно-сосудистой системы.

*Работа выполнена при поддержке РФФИ №14-08-31145, №13-02-00227, грантов и стипендии Президента РФ МК-2267.2014.8, СП-3975.2013.4, НШ-1726.2014.2, гранта «У.М.Н.И.К.», стипендии фонда некоммерческих программ «Династия».*

#### Литература

- Schäfer C., Rosenblum M.G., Kurths J., and Abel H.-H. Heartbeat synchronized with ventilation. *Nature* 1998; 392: 239-240.
- Rosenblum M.G., Kurths J., Pikovsky A., et al. Synchronization in noisy systems and cardiorespiratory interaction. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1998; 17: 46-53.
- Караваяев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. и др. Методика реконструкции модели системы симпатической барорефлекторной регуляции артериального давления по экспериментальным временным рядам. *Технологии живых систем* 2007; 4(4): 34-41.
- Сысоев И.В., Караваяев А.С., Наконечный П.И. Роль нелинейности модели в диагностике связей при патологическом треморе методом грейнджеровской причинности. *Известия высших учебных заведений: Прикладная нелинейная динамика* 2010; 18(4): 81-88.
- Tass P., Smirnov D., Karavaev A., et al. The causal relationship between subcortical local field potential oscillations and parkinsonian resting tremor. *Journal of Neural Engineering* 2010; 7: 016009.
- Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Gridnev V.I., et al. Synchronization between main rhythmic processes in the human cardiovascular system. *Phys Rev E* 2003; 68: 041913.
- Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., et al. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system. *Chaos* 2009; 19: 033112.
- Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., et al. Synchronization of low-frequency oscillations in the cardiovascular system: Application to medical diagnostics and treatment. *The European Physical Journal Special Topics* 2013; 222: 2687-2696.
- Караваяев А.С., Киселев А.Р., Гриднев В.И. и др. Фазовый и частотный захват 0,1 Гц колебаний в ритме сердца и барорефлекторной регуляции артериального давления дыханием с линейно меняющейся частотой у здоровых лиц. *Физиология человека* 2013; 39(4): 105-111.
- Киселев А.Р., Хореев В.С., Гриднев В.И. и др. Взаимодействие 0,1 Гц колебаний в варибельности ритма сердца и варибельности кровенаполнения дистального сосудистого русла. *Физиология человека* 2012; 38(3): 92-99.
- Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваяев А.С. и др. Метод изучения синхронизации 0,1 Гц колебаний в варибельности ритма сердца и варибельности кровенаполнения сосудов микроциркуляторного русла. *Функциональная диагностика* 2011; 4(4): 28-35.

12. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И. и др. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты. *Известия РАН: Серия Физическая* 2011; 75(12): 1704-1708.
13. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0,1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека. *Известия высших учебных заведений: Прикладная нелинейная динамика* 2009; 17(6): 44-56.
14. Пономаренко В.И., Гриднев В.И., Прохоров М.Д. и др. Синхронизация сердцебиения и ритма регуляции сосудистого тонуса с дыханием. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника* 2004; (8-9): 40-51.
15. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Коррекция вегетативной дисфункции сердечно-сосудистой системы у больных артериальной гипертензией на основе комбинированной терапии ателололом и амлодипином. *Российский кардиологический журнал* 2012; (6): 66-71.
16. Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И. и др. Динамика синхронизованности подсистем вегетативной регуляции ритма сердца и артериального давления на фоне двухчасовой иммобилизации в горизонтальном положении у здоровых лиц. *Бюллетень медицинских интернет-конференций* 2012; 2(8): 604-607.
17. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., et al. Evaluation of five-year risk of cardiovascular events in patients after acute myocardial infarction using synchronization of 0.1-Hz rhythms in cardiovascular system. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* 2012; 17(3): 204-213.
18. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., et al. Selection of optimal dose of beta-blocker treatment in myocardial infarction patients basing on changes in synchronization between 0.1 Hz oscillations in heart rate and peripheral microcirculation. *Journal of Cardiovascular Medicine* 2012; 13(8): 491-498.
19. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Персонализация подхода к назначению гипотензивной терапии у больных артериальной гипертензией на основе индивидуальных особенностей вегетативной дисфункции сердечно-сосудистой системы. *Артериальная гипертензия* 2011; 17(4): 354-360.
20. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., et al. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients. *Applied Medical Informatics* 2011; 28(1): 1-8.
21. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертензией. *Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии* 2010; 6(6): 803-811.
22. Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И. и др. Сравнение динамики показателей вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы на фоне лечения эналаприлом и метопрололом у больных артериальной гипертензией. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2010; 6(1): 61-72.
23. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Оценка пятилетнего риска летального исхода и развития сердечно-сосудистых событий у пациентов с острым инфарктом миокарда на основе синхронизации 0,1 Гц-ритмов в сердечно-сосудистой системе. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2010; 6(2): 328-338.
24. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С. и др. Влияние карведилола и метопролола на функциональное взаимодействие механизмов вегетативной регуляции сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертензией и избыточной массой тела. *Рациональная фармакотерапия в кардиологии* 2009; (3): 55-61.
25. Гриднев В.И., Киселев А.Р., Беспятов А.Б. и др. Динамическая оценка вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы на основе синхронизации низкочастотных ритмов при терапии больных острым инфарктом миокарда. *Вестник новых медицинских технологий* 2007; (1): 25-36.
26. Yang Z., Yilin S. A design of continuous blood pressure monitoring and recording system. In: The 7th Int. Conf. on Information Technology and Applications (ICITA 2011). 2011: 157-161.
27. Bartsch R., Kantelhardt J.W., Penzel T., Havlin S. Experimental evidence for phase synchronization transitions in the human cardiorespiratory system. *Phys Rev Lett* 2007; 98: 054102.
28. Janson N.B., Balanov A.G., Anishchenko V.S., McClintock P.V.E. Phase relationships between two or more interacting processes from one-dimensional time series. I. Basic theory. *Phys Rev E* 2002; 65: 036211.

## Методика оценки времени проведения нервного сигнала в системе регуляции тонуса артериальных сосудов

ФГБОУ ВПО Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского

\*Саратовский филиал ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН

\*\*ФГУ Центральный Клинический Военный госпиталь ФСБ России

### Резюме

В работе предложен метод восстановления по сигналам времени запаздывания системы барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов, определяемого временем проведения нервного сигнала в этой системе. В основе методик лежит воздействие на исследуемую систему сигналом вынужденного дыхания, интервалы между вдохами в котором изменяются случайным образом по сигналу. Работоспособность метода демонстрируется в численном эксперименте на компьютерной модели.

**Ключевые слова:** нервный сигнал, регуляция тонуса артерий, время проведения

### Введение

Колебательные системы с запаздывающими обратными связями широко распространены в технике [1], оптике [2], электронике [3]. Особое место они занимают в биологии [4].

Нами были предложены эффективные методы определения времени запаздывания и реконструкции параметров модельных уравнений по хаотическим временным рядам [5-9]. Однако оказалось, что динамика многих практически важных систем с запаздыванием, имеющих биологическую природу, принципиально близка к периодической. Таким образом, сигналы таких систем обладают относительно узким спектром и несут меньше информации, чем сигналы хаотических систем. Зачастую это существенно усложняет процесс реконструкции параметров таких систем даже в тех случаях, когда структура модельного уравнения известна. При этом важность объекта исследования требует решения задачи реконструкции как для получения фундаментальных знаний о внутреннем устройстве исследуемых систем, так и для решения прикладных задач медицинской диагностики. В таких условиях необходимо разрабатывать специализированные методы реконструкции, ориентированные на восстановление параметров конкретных классов модельных уравнений.

Одним из примеров таких систем является модель системы барорефлекторной регуляции артериального давления млекопитающих, предложенная на основе анализа экспериментальных результатов в виде дифференциального уравнения первого порядка с запаздыванием [10]. В работах [11-12] предлагались неавтономные модели этой системы, учитывающие, в частности, воздействие процесса дыхания. Наличие сильного воздействия дыхания на данную систему также было показано нами в экспериментальных исследованиях, где сигнал вынужденного дыхания линейно нарастающей частоты синхронизовал исследуемую систему. В результате она демонстрировала области фазового и частотного захвата различных порядков аналогично, например, неавтономным радиофизическим автогенераторам [13-14].

В силу того, что автономная динамика этой системы близка к периодической, оказалось, что реконструкция параметров известными методами, хорошо зарекомендовавшими себя при анализе хаотических систем, не представляется возможным. Стала ясна необходимость разработки специализированных подходов. В этом направлении нами были достигнуты определенные успехи при реконструкции модели по экспериментальным записям биологической природы [15], однако встала необходимость разработки специализированных методик. Перспективным направлением является создание методов реконструкции, в частности, основанных на воздействии на исследуемую систему широкополосным сигналом.

Разработка таких подходов с иллюстрацией их работоспособности в численном эксперименте на практически важной модели неавтономной системы барорефлекторной регуляции, представляющей собой генератор с запаздывающей обратной связью, является целью данного исследования.

В данной работе предлагается и сопоставляется с известными новая методика восстановления времени запаздывания по периодическим реализациям, основанные на оценке объема специализированной проекции фазовой траектории системы с запаздыванием, возбуждаемой случайной последовательностью импульсов.

### Метод

В нашей работе мы полагаем, что автономная динамика исследуемой системы с запаздыванием описывается уравнением вида:

$$\mathcal{E}_0 \dot{x}(t) = -x(t) + f(x(t - \tau_0)), \quad (1)$$

где  $\mathcal{E}_0$  – инерционность,  $\tau_0$  – время запаздывания,  $f$  – нелинейная функция.

Предложенный подход предполагает оценку объема проекции фазового портрета –  $V$ , в пространстве проецирования:  $(x(t); \dot{x}(t); x(t - \tau))$ , где  $\tau$  – пробное время запаздывания, а сигнал и его производная нормированы и приведены к единичным амплитудам. После построения проекции ее объем оценивается для каждого значения  $\tau$ , из некоторого интервала, путем разбиения пространства вложения на кубы фиксированного размера  $\delta$  и подсчета, затем, количества таких кубов, покрывающих проекцию.

Так как  $x(t), \dot{x}(t)$  и  $x(t - \tau)$  связаны функционально уравнением (1), то проекция фазовой траектории, построенная при  $\tau = \tau_0$  будет иметь наименьший объем. Таким образом, построив зависимость  $V(\tau)$  можно определить время запаздывания  $\tau_0$ , т.к.  $V(\tau_0) = \min(V(\tau))$ .

Для автономных генераторов с запаздывающей обратной связью, режимы которых близки к периодическим, в отсутствие динамических шумов реконструкция параметров системы затрудняется бедностью ее динамики. В таких условиях воздействие на динамику системы внешним широкополосным сигналом, например импульсами, интервалы между которыми меняются по случайному закону, может обогатить динамику и упростить задачу реконструкции. Импульсы будут сталкивать траекторию с аттрактора, и система будет постоянно находиться в режиме переходного процесса.

В соответствии с работой [16] неавтономная динамика исследуемой системы с учетом воздействия дыхания может моделироваться уравнением:

$$\varepsilon_0 \dot{x}(t) = -x(t) + f(x(t - \tau_0)) + y(t), \quad (2)$$

где  $y(t)$  - сигнал внешнего воздействия.

Предположив, что  $y(t)$  может быть зарегистрировано в эксперименте, мы можем моделировать описанную выше методику реконструкции, учтя воздействие  $y(t)$  на динамику системы явно. Для этого необходимо осуществлять проецирование в пространство  $(x(t); \dot{x}(t); x(t - \tau); y(t))$ , что видно из (2). Далее логика рассуждений аналогична первому случаю и  $V_y$  рассчитывается тем же способом. Параметр  $\tau_0$  может быть получен, как значение, соответствующее минимуму зависимости  $V_y(\tau_0) = \min(V(\tau))$ .

#### Результаты численного моделирования

В качестве объекта исследования нами была выбрана система, описывающая автономную модель системы барорефлекторной регуляции млекопитающих, предложенная в работе [5]:

$$\varepsilon_0 \dot{x}(t) = -x(t) - R \left( \frac{r^*}{1 + \alpha e^{-\beta(x(t-\tau)-x^*)}} - \frac{r^*}{1 + \alpha e^{\beta(x(t-\tau)-x^*)}} + y^* \right), \quad (3)$$

где  $r^* = 1$ ,  $\alpha = 1$ ,  $\beta = 2$ ,  $x^* = 0$ ,  $y^* = 0$ ,  $R = 1.65$  – параметры нелинейной функции,  $\varepsilon = 2.0$  с и  $\tau = 3.6$  с. Такая система может быть сведена к виду (1). При таких значениях управляющих параметров автономная система демонстрирует периодические колебания.

При выборе формы и параметров внешнего воздействия мы ограничились случаями, которые могут быть реализованы в эксперименте. В качестве такого воздействия была выбрана последовательность импульсов фиксированной ширины, интервалы между которыми изменяются по случайному закону, оставаясь в диапазоне 3-5 секунд. Такое воздействие соответствует экспериментам с вынужденным дыханием, где испытуемый осуществляет вдох по звуковым сигналам, генерируемым специальной программой, период между которыми меняется по описанному выше случайному закону. Из физиологических соображений возмущение  $y(t)$  добавлялось к системе в соответствии с уравнением (2).

Известен целый ряд методов, зарекомендовавших себя при решении задач восстановления времени запаздывания по экспериментальным данным. На рисунке 1 представлены примеры анализа сигналов исследуемой системы для реализаций, длина которых составляла 1000 характерных периодов колебаний, измерительный шум отсутствовал, а внешнее воздействие было равно 0 дБ от мощности колебаний автономной системы. Параметр  $\tau$  перебирался с шагом в 0.1 секунды, в пределах от 1 до 10 секунд. Оказалось, что максимумы и минимумы автокорреляционной функции связаны с характерным периодом системы и никаких экстремумов вблизи времени запаздывания не наблюдается (рис. 1). Также производилось сравнение с другими распространёнными методами реконструкции времени запаздывания, но их низкая эффективность показала необходимость разработки специализированного подхода, предложенного нами и описанного выше.

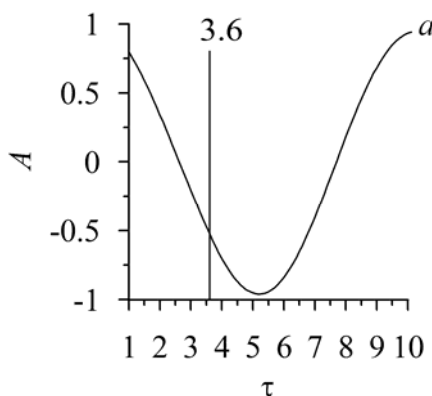


Рис.1. Оценка  $\tau$  по временному ряду длиной в 1000 характерных периодов под внешним воздействием 0 дБ: методом оценки АКФ.

При исследовании работоспособности предложенного подхода размер грани куба был выбран равным 0.004, как среднему значению в интервале между двумя предельными случаями, первый из которых соответствует размеру куба меньшему, чем среднее расстояние между ближайшими состояниями системы (1). В таком случае  $V$  будет характеризовать длину реализации, а не объем проекции. Второй предельный случай соответствует размеру куба равному размаху колебаний исследуемой системы.

Дальнейшие результаты получены при  $\delta = 0.004$ , однако было показано, что варьирование  $\delta$  в широких пределах слабо влияет на результаты, т.е. методика достаточно груба к выбору свободного параметра  $\delta$ .

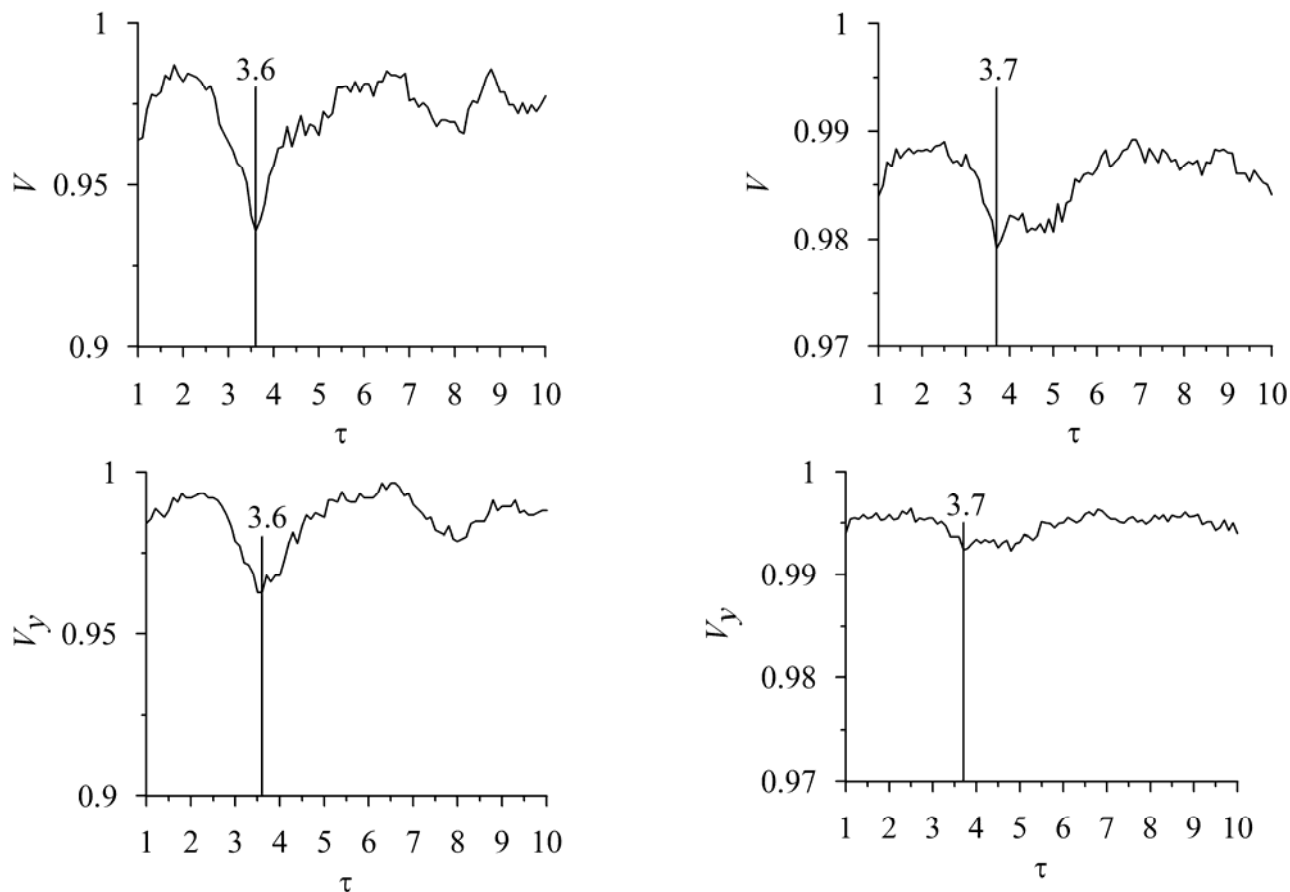


Рис. 2. Оценка  $V$  по временному ряду неавтономной системы: а) длительностью 15 характерных периодов в отсутствие шума и под внешним воздействием -26 дБ; б) длительностью 360 характерных периодов в присутствии шума мощностью -50дБ и под внешним воздействием -6 дБ. в-г) оценка  $V$ , по временным рядам из первых двух случаев.

Исследования показали, что в отсутствие широкополосного возбуждающего воздействия методика не позволяет восстановить время запаздывания. Результаты реконструкции времени запаздывания системы с помощью методов, основанных на оценке объема фазовой проекции в присутствии внешнего воздействия  $y(t)$ , представлены на рисунке 2. Параметр  $\tau$  перебирался с шагом в 0.1 секунды, в пределах от 1 до 10 секунд.

Было показано, что в отсутствие измерительных шумов время запаздывания точно восстанавливается в присутствии воздействия  $y(t)$  мощностью -26 дБ по временной реализации длиной 15 характерных периодов. Причем работоспособными оказываются как вариант метода, в котором внешнее воздействие считается неизвестным (рис. 2 (а)), так и методика, осуществляющая проецирование в четырехмерное пространство (рис. 2 (в)).

В присутствии измерительного шума мощностью -50 дБ точная реконструкция времени запаздывания оказалась возможной при увеличении длины реализации до 360 характерных периодов и интенсивности воздействия  $y(t)$  до -6дБ. При таких параметрах работоспособными оказались снова оба варианта методики (рис. 4 (б,г)).

#### Заключение

Задача реконструкции параметров математических моделей генераторов с запаздывающей обратной связью по их временным реализациям встает во многих областях знаний. Решение этой задачи затруднено в случае, если динамика исследуемых систем близка к периодической.

В данной работе решение задачи восстановления времени запаздывания продемонстрировано в ходе анализа математической модели временных рядов практически важной системы барорефлекторной регуляции артериального давления. Выяснилось, что известные методы, зарекомендовавшие себя при анализе хаотических реализаций, не позволили восстановить параметры системы.

В работе были предложена новая методика, основанная на проецировании фазовой траектории системы в специальном образом построенное подпространство при условии возбуждения исследуемой системы внешним импульсным сигналом, где

интервалы следования импульсов изменяются по случайному закону. Это позволило усложнить и обогатить динамику исследуемой системы, упростив решение задачи реконструкции. Было показано, что при наличии такого внешнего воздействия, моделирующего действие на систему регуляции процесса дыхания, время запаздывания может быть восстановлено с помощью предложенного нами подхода при уровне внешнего воздействия -26 дБ и уровне шума в -50дБ. При этом знание внешнего воздействия не требуется. Такие результаты позволяют считать предложенный подход перспективным для анализа экспериментальных реализаций исследуемой системы барорефлекторной регуляции, а также рассчитывать на успех применения метода для восстановления времени запаздывания и других систем по экспериментальным временным реализациям.

Работа выполнена при поддержке грантов Президента РФ МК-2267.2014.8, НШ-1726.2014.2, грантов РФФИ №13-02-00227 и №14-08-31145.

#### Литература

1. Lang R., Kobayashi K. External optical feedback effects on semiconductor injection laser properties. *IEEE Journal of Quantum Electronics* 1980; 16: 347.
2. Ikeda K. Multiple-valued Stationary State and its Instability of the Transmitted Light by a Ring Cavity System. *OpticsCommunications* 1979; 30: 257-261.
3. Кузнецов С.П., Пономаренко В.И., Селезнёв Е.П. Автономная система – генератор гиперболического хаоса: схмотехническое моделирование и эксперимент. *Известия вузов. Прикладная нелинейная динамика* 2013; 16(5): 17-30.
4. Mackey M.C., Glass L. Pathological physiological conditions resulting from instabilities in physiological control systems. *Science* 1977; 197: 287.
5. Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Восстановление моделей скалярных систем с запаздыванием по временным рядам. *Письма в ЖТФ* 2001; 27(10): 43-51.
6. Безручко Б.П., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. и др. Моделирование и диагностика взаимодействия нелинейных колебательных систем по хаотическим временным рядам (приложения в нейрофизиологии). *Успехи Физических Наук* 2008; 178(3): 323-329.
7. Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Караваев А.С. Восстановление уравнений систем с запаздыванием под внешним воздействием по временным рядам. *Письма в ЖТФ* 2004; 30(2): 81–88.
8. Bezruchko V.P., Seleznev Ye.P., Ponomarenko V.I., et al. Special approaches to global reconstruction of equations from time series. *Известиявузов. Прикладная нелинейная динамика* 2002; 27(10): 137-158.
9. Ringwood J., Malpas S. Dynamic relationship between sympathetic nerve activity and renal blood flow: a frequency domain approach. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 2001; 280(4): R1105-R1115.
10. 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; 2(2): 219.
11. Ottensen J.T. Modelling the dynamical baroreflex-feedback control. *Mathematical and Computer Modelling* 2000; 31: 167.
12. Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., et al. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system. *Chaos* 2009; 19: 033112.
13. Киселев А.Р., Хорев В.С., Гриднев В.И. и др. Взаимодействие 0.1 Гц-колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения дистального сосудистого русла. *Физиология человека* 2012; 38(3): 92-99.
14. Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. и др. Методика реконструкции модели системы симпатической барорефлекторной регуляции артериального давления по экспериментальным временным рядам. *Технологии живых систем* 2007; 4(4): 34-41.
15. Kotani K., Struzik Z.R., Takamasu K., et al. Model for complex heart rate dynamics in health and disease. *Physical Review E* 2005; 72: 041904.



Кульминский Д.Д., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д.

## Система скрытой передачи данных в медицинских информационных системах, основанная на хаотической синхронизации генераторов с запаздывающей обратной связью

*Саратовский филиал Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН  
Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского*

### Резюме

Разработана система скрытой передачи информации на базе хаотических генераторов с запаздыванием, перспективная для обеспечения скрытой передачи данных медицинских информационных систем и медицинского оборудования.

**Ключевые слова:** передача данных, медицинские информационные системы

### Введение

Сегодня остро стоит вопрос защиты персональных данных граждан, обрабатываемых в информационных системах. Одним из наиболее важных классов таких систем являются медицинские информационные системы (МИС).

Основная функция МИС [1-5] – поддержка деятельности лечебного учреждения. Главное отличие такой системы от других программных продуктов прежде всего в том, что в ней хранится и обрабатывается персональная и конфиденциальная информация. Юридически медицинские сведения о пациентах относятся к информации, составляющей профессиональную тайну, доступ к ней ограничен и регламентируется действующим законодательством [6]. В соответствие с этим в МИС обязательно должен быть реализован ряд мер по обеспечению безопасности, как информации, так и информационной системы в целом, в противном случае использование данной МИС неправомерно. Поэтому обеспечение безопасности и конфиденциальности данных – одно из ключевых требований, предъявляемых к современной МИС, а также реализация в информационно-коммуникационных и вычислительных системах данного условия являются актуальными задачами [7].

На текущий момент защита личных данных в МИС представлена двумя базовыми аспектами. Первым из них является этический (профессиональный) аспект взаимодействия врача и пациента, который регулируется нормами врачебной этики и законом о защите личных данных пациентов. Вторым аспектом представляет собой защиту информации в медицинской системе с технической точки зрения, то есть, здесь речь идет о создании адекватных механизмов защиты данных непосредственно в рамках программно-аппаратного комплекса информационной системы [8, 9].

Считается, что до 60% утечек медицинской информации происходит из-за действий медицинских работников, причем, не только лечащих или консультирующих врачей, но и обслуживающего и административного персонала медучреждений. Основные факты нарушения и утечки информации происходят не по каналам связи, как иногда пытаются объяснить, а через конкретных людей, которые выносят сведения за пределы организации. Однако применение адекватных административных мер резко снижает вероятность таких утечек.

По техническим причинам происходит порядка 40% утечек информации: взломы информационных систем злоумышленниками, хищения баз данных и персональных компьютеров и др. Причем технический аспект утечки частной информации поддается контролю существенно хуже субъективных факторов [10].

Сейчас резко увеличивается количество используемой медицинской техники, следовательно, возрастает и значимость организационной и программно-технической защиты от несанкционированного доступа. Сегодня, в большинстве случаев, на этапе проектирования не учитываются вопросы информационной безопасности.

Особенности требований к информационной безопасности передачи данных медицинских приборов обычно включают высокие требования на криптоустойчивость канала и обеспечение обмена нерегулярными транзакциями малыми объемами информации в реальном времени. Развитые в настоящее время системы скрытия информации представлены системами пакетного кодирования с открытым ключом и плохо подходят для решения таких задач, т.к. требуют предварительного накопления значительных по объему пакетов информации.

Нами разработана система скрытой передачи данных с потоковым кодированием, отличающаяся относительной технической простотой и ориентированная на скрытие информации при передаче данных от медицинского оборудования.

### Система передачи информации

В ходе проведенных исследований была разработана и создана система скрытой передачи данных, включающая хаотический передатчик, реализованный в виде радиофизического устройства, проводной аналоговый канал связи и приемник, реализованный на базе 8 битного микроконтроллера (МК) Atmel megaAVR.

Передатчик включает три основных структурных элемента: линию задержки (ЛЗ) с 2 отводами, нелинейный элемент (НЭ) и инерционный элемент. При этом все элементы реализованы в цифровом виде на базе МК Atmel ATmega48PA.

Такая реализация передатчика позволяет использовать ЛЗ длиной в сотни отсчетов дискретного времени, причем длина ЛЗ ограничивается только объемом доступной оперативной памяти МК. Кроме того, цифровая реализация НЭ позволяет осуществлять достаточно сложные нелинейные преобразования сигналов, задавая параметры с высокой точностью. Вместе с тем, наличие аналогового канала позволяет рассматривать передатчик, как полноценное аналоговое радиофизическое устройство и успешно моделировать эффекты, связанные с прохождением хаотических сигналов через аналоговые элементы.

Динамическая переменная  $x(t)$  представляет собой знаковое целочисленное 16 битное число. Линейное преобразование сигнала  $x(t)$  осуществлялось нами с помощью низкочастотного цифрового фильтра Баттерворта первого порядка

В зависимости от уровня бинарного информационного сигнала  $m(t) \in \{0,1\}$ , подаваемого на вывод цифровой линии МК, программа обеспечивает выборку задержанного значения из ЛЗ. Ключ S1 реализован программно.

Сигнал  $x(t - (\tau_1 + m(t)\tau_2))$  проходит через НЭ и подвергается нелинейному преобразованию. В работе использовался НЭ с квадратичной нелинейностью. На его выходе присутствует сигнал  $\lambda * A - x^2(t - (\tau_1 + m(t)\tau_2))/A$ , где  $A$  – масштабный коэффициент ( $A = 2^{14}$ ).

Далее очередная динамическая переменная помещается в ЛЗ.

Для корректного преобразования знакового цифрового сигнала на выходе НЭ униполярным ЦАП значение на выходе НЭ сдвигается на постоянную величину путем добавления к нему 32768 (половина диапазона). Полученный неотрицательный сигнал преобразуется в аналоговый посредством прецизионного 16 битного ЦАП Analog Devices AD5063. в диапазон от 0 В до  $V_{\text{ион}}$  В, соответственно.  $V_{\text{ион}}$  В – напряжение на выходе встроенного в МК источника опорного напряжения (ИОН) и  $V_{\text{ион}} = 1.1\text{В}$ . Данные в ЦАП передаются через встроенный в МК трехпроводной высокоскоростной интерфейс Serial Peripheral Interface (SPI).

Арифметические вычисления аналогичны используемым в схеме с нелинейным подмешиванием [11], однако задержка реализована по-другому.

Аналоговый сигнал на выходе ЦАП:

$$\dot{x}(t) = -x(t) + \lambda * A - x^2(t - (\tau_1 + m(t)\tau_2))/A,$$

где время инерционности фильтра:  $\epsilon = 2$ , параметр нелинейности:  $\lambda = 1,99$ , время задержки:  $\tau_1 = 100$ ,  $\tau_2 = 10$ , масштабный коэффициент:  $A = 2^{14}$ .

В проводной аналоговый канал связи передается сигнал динамической переменной  $x(t)$ .

Добавление 32768 перед ЦАП является лишь технической операцией, необходимой при использовании ЦАП с униполярным динамическим диапазоном. На динамику системы эта операция не влияет, поэтому она не выписывалась явно при выводе уравнения.

Момент запуска очередного преобразования хаотического генератора определялся с помощью точного 16 битного таймера, встроенного в МК. Частота прерывания таймера 1кГц, т.е. время выборки  $\Delta t = 1\text{мс}$ .

Приемник в системе скрытой передачи был реализован на базе одного МК Atmel ATmega328P (рис. 1). Приходящий из канала связи сигнал  $x'(t) = x(t) + \zeta(t)$ , где  $\zeta(t)$  – шум канала связи, оцифровывается встроенным в МК 10 битным АЦП. Периодический запуск АЦП осуществляется с помощью 16 битного таймера с частотой 1кГц, а вычисления проводятся в обработке прерывания таймера. В качестве опорного напряжения АЦП использует  $V_{\text{ион}}$  от встроенного ИОН, время выборки АЦП приемника задается равным времени прерывания таймера передатчика -  $\Delta t$ . Оцифрованные значения сдвигались на 6 бит, чтобы динамическую переменную  $x'_i$  вписать в 16 бит. Затем  $x'_i$  помещаются в ЛЗ.

После каждой очередной выборки в соответствии с разработанным алгоритмом арифметико-логическое устройство (АЛУ) последовательно извлекает из ЛЗ значения  $x'_{i-k_1}$  и  $x'_{i-k_3}$ . После извлечения из ЛЗ каждое из этих значений проходит НЭ и цифровой фильтр (ЦФ) и вычитается из  $x'_i$ . Далее результат вычислений помещается в кольцевые буферы: БУФЕР 0 для задержки  $k_1$  и БУФЕР 1 для задержки  $k_3$ . НЭ и ЦФ приемника выполнялся идентичным НЭ и ЦФ передатчика. В случае идентичности параметров приемника и передатчика, при отсутствии в системе передаче неучтенных шумов и искажений сигнала, при установке  $m(t) = 0$  (времени запаздывания генератора передатчика равно  $k_1$ ) значения, помещаемые в БУФЕР 0 после короткого переходного процесса будут строго равны 0. Значения же помещаемые при этом в БУФЕР 1 будут отличны от 0, так как приемник, имеющий время запаздывания  $k_3$ , не будет синхронизоваться сигналом передатчика, время запаздывания которого задано равным  $k_1$ .

При  $m(t) = 1$ , соответственно наоборот, будет синхронизоваться контур приемника с временем запаздывания  $k_3$ , поэтому в БУФЕР 1, будут помещаться нулевые значения, а в БУФЕР 0 – ненулевые.

В таких условиях, один из контуров оказывается избыточным. Однако для любой реальной системы передачи наличие измерительных шумов в канале связи будет приводить к тому, что даже при идентичности времен запаздывания генератора передатчика и контура в приемнике значение на выходе этого контура будет отличным от нуля. Полагая шумы канала связи статистически независимыми от хаотического сигнала несущей в канале связи, можно оценить дисперсию такого ненулевого сигнала на выходе контура приемника величиной порядка дисперсии этих шумов.

Поэтому, для борьбы с шумами, оказалось необходимо, ввести избыточность, дополнительные элементы в приемник и специальную процедуру обработки.

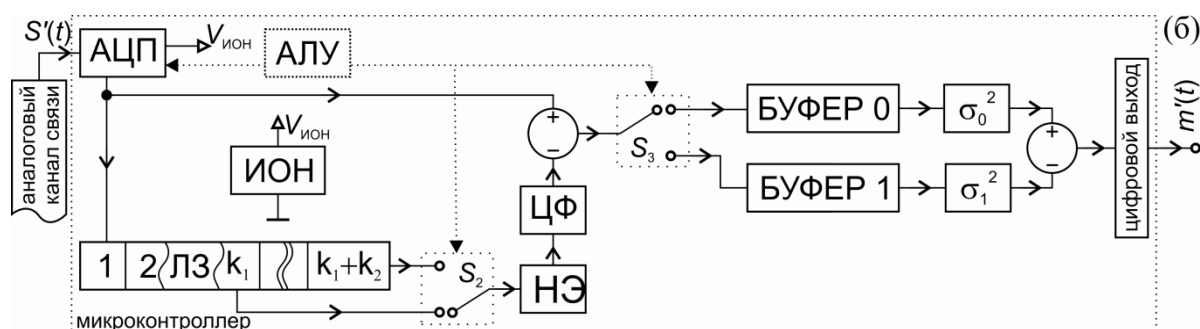


Рис. 1 Схема приемника системы скрытой передачи данных.

Дисперсия сигнала на выходе несинхронизованного контура приемника оказывается близкой к дисперсии хаотической несущей, а для синхронизованного контура, в силу приведенных выше соображений, близкой к дисперсии шума канала связи. Предполагая, что последняя имеет интенсивность меньшую, чем дисперсия несущей, была предложена следующая процедура выделения информационного сигнала в приемнике.

В кольцевых буферах накапливаются данные и после помещения в буфер каждого нового  $i$ -го значения по накопленным в буферах последовательностям отсчетов рассчитываются значения эмпирической оценки дисперсии (далее, просто "дисперсии") сигналов  $\sigma_{0i}^2$  для данных из буфера БУФЕР 0 и  $\sigma_{1i}^2$  - для БУФЕР 1. Далее вычисляется  $\Delta\sigma_i = \sigma_{0i}^2 - \sigma_{1i}^2$ . Если  $\Delta\sigma > 0$ , то считается, что передается логическая 1, т.е. значение выделенного информационного сигнала  $m'(t) = 1$  и высокий логический уровень выставляется на выводе цифровой линии МК. Если  $\Delta\sigma < 0$ , то  $m'(t) = 0$  и на выводе цифровой линии выставляется низкий уровень.

Длина информационных битов фиксирована и равна 100 дискретным отсчетам АЦП, т.е. составляет 100 мс. Длина каждого из буферов БУФЕР 0 и БУФЕР 1 установлена равной длине информационного бита. Такая организация кольцевых буферов и алгоритма работы с ними эквивалентна расчету  $\sigma_{0i}^2$  и  $\sigma_{1i}^2$  в скользящих окнах шириной 100 отсчетов со сдвигом на один дискретный отсчет.

Для имитации зашумленности канала связи использовался аналоговый генератор шума Agilent Technologies 81150A. Также была разработана и создана схема смешивания несущего и шумового сигналов.

В ходе радиофизического эксперимента был выявлен порог чувствительности к шумам в канале связи, при котором система перестает функционировать. Для этого была посчитана стандартная мера битовых ошибок BER (bit error rate). В качестве аддитивного шума использовался гауссовский шум (Gauss(CF 3.1)), смещением 550мВ, входным импедансом 1МОм, выходным импедансом 500м двумя способами: без фильтрации (т.е. шум, ограниченный в спектре частотой Найквиста) и в полосе, равной времени инерционности цифрового фильтра хаотического генератора. Показано, что система скрытой передачи информации без ошибок работает при 30% уровне нефильтрованного шума (10 dB) и 20% уровне фильтрованного шума (15 dB) (рис. 2). Это на порядок лучше, чем для системы скрытой передачи из работы [12].

Для подсчета отношения сигнал/шум, SNR (signal to noise ratio), сигнал канала и сигнал шума оцифровывался. Далее с помощью программы считалось среднеквадратичное отклонение сигнала канала и шума в вольтах.  $SNR = 20 * \lg(\sigma_{\text{канал}}^2 / \sigma_{\text{шум}}^2)$ . Фильтрованный шумовой сигнал был малоамплитудным, поэтому использовался шум с максимальной амплитудой. Его амплитуда увеличивалась с помощью операционного усилителя. Коэффициент усиления соответственно умножали на  $\sigma_{\text{шум}}^2$  для расчетов SNR.

Также проведено исследование стабильности работы при изменении амплитуды сигнала в канале. Для систем связи характерно затухание в канале связи. Для хаотических систем это критично. В ходе эксперимента сигнал в канале связи масштабировался с помощью операционного усилителя. Установлено, что при расстройке амплитуды в канале связи на 10%, т.е. при коэффициенте усиления 0,9, BER равен 0 (рис. 2). Для всех расчетов использовались последовательности длиной около 100000 бит.

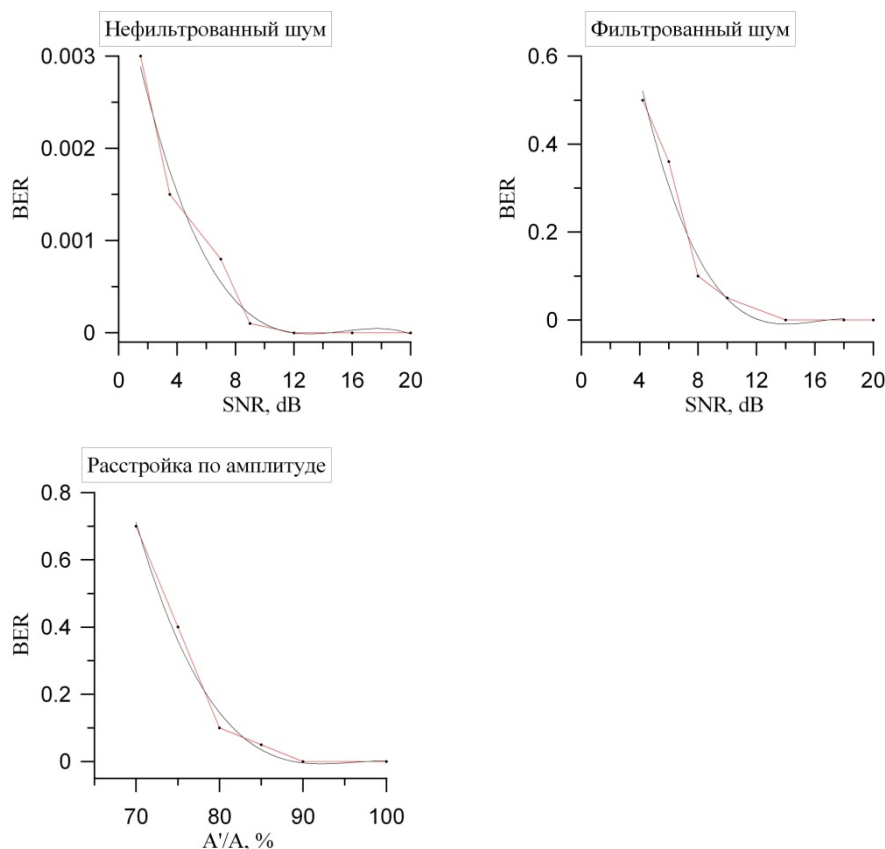


Рис. 2 Зависимости BER от уровня шума.

Случайная битовая последовательность генерировалась следующим образом: с одного из каналов генератора подавался гауссовский шум (Gauss(CF 3.1)) амплитудой 2,2В, смещением 1,1В, входным импедансом 1МОм, выходным импедансом 50 Ом на вход, встроенного в МК компаратора. Шум сравнивался относительно опорного напряжения МК в 1,1В. Если шум был больше по амплитуде, тогда на цифровую ногу контроллера, имитирующую информационный вход, выставлялась логическая единица. И наоборот, если шум был меньше по амплитуде опоры, то логический уровень опускался.

#### Заключение

Разработан и создан лабораторный макет радиофизической системы скрытой передачи информации с модуляцией времени запаздывания хаотического генератора информационным сигналом. Предложенная система скрытой передачи подразумевает потоковое кодирование информации с малой задержкой и может использоваться для скрытия канала передачи информации от медицинского оборудования. Система отличается технической простотой и может быть реализована на базе простых низкопотребляющих 8 битных микроконтроллерах Atmel, что позволяет встраивать ее даже в носимые медицинские устройства.

Экспериментально показано, что система позволяет без ошибок (BER не ниже  $10^{-5}$ ) передавать данные при наличии в канале шумов и искажений на уровне 10 дБ, при этом информационный сигнал передается на скорости около 1Кбод.

*Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда, грант № 14-12-00324.*

#### Литература

1. Назаренко Г.И., Гулиев Я.И., Ермаков Д.Е. Медицинские информационные системы: теория и практика. Физматлит, 2005; 320 с.
2. Гулиев А.В., Романов Ф.А., Дуданов И.П., Воронин А.В. Медицинские информационные системы. Петрозаводск: ПетрГУ, 2005; 404 с.
3. Посненкова О.М., Гриднев В.И., Киселев А.Р., Шварц В.А. Клинический аудит качества медицинской помощи больным артериальной гипертонией в поликлинике города Саратова с использованием компьютерной информационно-аналитической системы. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2009; 5(4): 548-554.
4. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Посненкова О.М., Попова Ю.В. Значение регистров заболеваний в системе управления здравоохранением. *Проблемы стандартизации в здравоохранении* 2013; (1-2): 15-18.
5. Бирюков А.П., Васильев Е.В., Думанский С. М., Тихонова О.А., Герт Ю.А., Капитонова Н.В. Выбор компьютерных технологий для аналитической поддержки базы данных крупномасштабных медицинских информационных систем. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2013; 9(4): 983-987.
6. Домарев В.В. Защита информации в медицинских информационных системах: врачебная тайна и современные информационные технологии. *Клиническая информатика и телемедицина* 2004; 1(2): 147-154.
7. Гулиев Я.И., Фохт И.А., Фохт О.А., Белякин А.Ю. Медицинские информационные системы и информационная безопасность. Проблемы и решения. В кн.: Программные системы: Теория и приложения: тр. Междунар. конф. Переславль-Залесский, 2009: 175-206.
8. Карабаев М.К., Абдуманов А.А. Алгоритмы и технологии обеспечения безопасности информации в медицинской информационной системе externet. *Программные продукты и системы* 2013; (1): 150-155.
9. Юргель Н.В. Никонов Е.Л. Гармаш И.В. Мерзлов Л.Ю., Поздняков И.Г. Защита информации в регистре медицинских и фармацевтических работников. *Вестник Росздравнадзора* 2008; (1): 75-76.
10. <http://www.cnews.ru/reviews/free/national2006/articles/datasecure/>.
11. Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Kulminskiy D.D. An experimental digital communication scheme based on chaotic time-delay system. *Nonlinear Dynamics* 2013; 74(4): 1013-1020.
12. Stankovski T., McClintock P.V.E., Stefanovska A. Coupling functions enable secure communications. *Physical Review X* 2014; 4: 011026.