

УДК 537.86

ДИАГНОСТИКА ЧАСТОТНОГО ЗАХВАТА В УСЛОВИЯХ ВНЕШНЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ СИГНАЛОМ ПЕРЕМЕННОЙ ЧАСТОТЫ

© 2011 г. Е. И. Боровкова¹, А. С. Караваев¹, В. И. Пономаренко²,
М. Д. Прохоров², Б. П. Безручко¹

E-mail: rubanei@mail.ru

Решена задача выявления интервалов синхронизованности взаимодействующих автоколебательных систем по коротким, нестационарным и зашумленным временным рядам. Для определения интервалов синхронизованности систем использованы подходы, основанные на оценке в скользящем окне коэффициента фазовой когерентности и спектров мощности сигналов. Работоспособность подходов проиллюстрирована на модельных примерах и при анализе экспериментальных физиологических сигналов.

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время задача исследования фазовой синхронизации колебаний привлекает к себе большое внимание. Выявление синхронизации, под которой понимается процесс подстройки фаз автоколебательных систем в результате их взаимодействия, решают традиционными линейными методами взаимнокорреляционного анализа [1] или с применением нелинейных методов, таких как расчет отношения мгновенных частот и построение синхрограмм [2], вычисление индекса фазовой синхронизации [3], коэффициента фазовой когерентности [4, 5] и взаимной информации [6].

Область применения этих методов ограничена при обработке реальных сигналов, так как выявление интервалов фазовой синхронизации в этом случае усложняется тем, что реальные системы нестационарны, нелинейны и неизбежно подвержены влиянию шумов. При исследовании экспериментальных сигналов границы клява синхронизации оказываются размытыми, что существенно затрудняет диагностику синхронизации по временным рядам. В настоящее время большинство известных методов, предназначенных для выявления синхронизованности систем по порожденным ими сигналам, ориентированы на анализ стационарных сигналов и плохо работают при анализе сигналов, основная частота которых меняется за время наблюдения. В этих условиях эффективными оказываются специализированные подходы, ориентированные на анализ сигналов выделенного класса.

Данная работа посвящена сопоставлению методик диагностики интервалов фазовой синхронизованности систем по нестационарным реализациям в условиях воздействия с внешним сигналом переменной частоты.

1. ИССЛЕДУЕМЫЕ СИСТЕМЫ

В качестве первого объекта исследования выбрана система из работы [7]. Модельная система описывает процесс регуляции сосудистого тонуса и сердечного ритма с частотой около 0.1 Гц и имеет вид дифференциального уравнения с запаздывающей обратной связью:

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

где x характеризует среднее артериальное давление, τ — время задержки сигнала при его распространении по нервной системе, отражающее время проводимости афферентных (входящих) и эфферентных (исходящих) нервов и нейротрансмиссию, параметр ε характеризует инерционные свойства сосудов и артериальных барорецепторов, а функция f описывает нелинейное преобразование сигнала в центральных отделах симпатической нервной системы и имеет вид

$$f(x) = \frac{c}{(1 + a \exp[-b(x - x^*)])} - \frac{c}{(1 + a \exp[b(x - x^*)])}, \quad (2)$$

где параметры a , b , c , и x^* определяют вид сигмоидной нелинейной характеристики.

Для учета воздействия дыхания на сердечно-сосудистую систему была предложена модификация модели (1), в которую было добавлено внешнее воздействие:

$$\varepsilon \dot{x}(t) = -x(t) + f(x(t - \tau)) + A \sin(\nu t) + \xi, \quad (3)$$

¹ Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского.

² Учреждение Российской академии наук Саратовский филиал Института радиотехники и электроники имени В.А. Котельникова РАН.

где A и ν – соответственно амплитуда и частота внешней силы, ξ – гауссов белый шум. Параметры модели (3) $\tau = 3.6$ с, $\varepsilon = 2$ с, $a = 1$, $b = 2$, $c = 2$, $x^* = 0.5$ были выбраны нами в соответствии с рекомендациями, данными в [7], что обеспечивало при $A = 0$ частоту собственных колебаний в системе вблизи 0.1 Гц. Мы рассматривали случай внешнего воздействия с частотой $f_d = \nu/2\pi$, линейно изменяющейся от 0.05 до 0.25 Гц при $A = 1$ и ξ , имеющем нулевое среднее и среднеквадратичное отклонение, составляющее 10% от среднеквадратичного отклонения ряда без шума. Также анализировали экспериментальные данные, полученные в натурном эксперименте.

2. МЕТОДЫ

2.1. Коэффициент фазовой когерентности

Для идентификации интервалов фазовой синхронизованности использован подход, основанный на оценке в скользящем окне коэффициента фазовой когерентности:

$$\begin{aligned} \gamma_{n,m}^{12} &= \left| \langle \exp(i\varphi_{n,m}^{12}(t)) \rangle_t \right| = \\ &= \sqrt{\langle \cos \varphi_{n,m}^{12}(t) \rangle_t^2 + \langle \sin \varphi_{n,m}^{12}(t) \rangle_t^2}, \end{aligned} \quad (4)$$

где $\varphi_{n,m}^{12}$ – обобщенная разность фаз, или относительная фаза: $\varphi_{n,m}^{12} = n\phi_1 - m\phi_2$, ϕ_1 и ϕ_2 – фазы первого и второго сигналов, n и m – целые числа, угловые скобки означают усреднение по времени. В работе анализируем нестационарные сигналы, поэтому расчет коэффициента фазовой когерентности необходимо проводить в коротких окнах.

Для тестирования статистической значимости результатов исследования проверяли нулевую статистическую гипотезу об отсутствии фазовой синхронизации между взаимодействующими системами. Тест проводили с помощью суррогатных данных, для приготовления которых использован подход, основанный на перемешивании скользящих окон одной из взаимодействующих систем.

Для оценки поточечного уровня значимости применена следующая процедура. Сначала для каждого i -го скользящего окна сигнала подбирались по M суррогатных окон путем перебора. Затем, для каждой j -ой суррогатной пары суррогатных данных рассчитывалась величина γ_j , $j = 1, \dots, M$. При анализе результатов исследования с помощью таких суррогатов оценивали поточечный 95%-ный уровень значимости.

2.2. Спектральный анализ

В качестве второго подхода для исследования синхронизованности изучаемых систем использован спектральный анализ сигналов в скользящем окне. Мгновенные частоты f_x и f_y взаимодействующих систем идентифицировали по положению

основных пиков в спектрах мощности сигналов. Спектры мощности вычисляли в скользящем окне фиксированной ширины. Для увеличения спектрального разрешения использована оценка спектров с помощью расчета периодограммы с прямоугольным окном. В результате строили зависимость мгновенной частоты f_x колебаний ведомой системы X от мгновенной частоты f_y вынуждающей силы Y .

Участки интервалов фазовой синхронизованности диагностировали по графику, построенному на плоскости (f_x, f_y) как области, на которых f_x совпадает со значением f_y с точностью спектрального разрешения.

3. АНАЛИЗ ДАННЫХ

В ходе численного решения модельного уравнения (3) с указанными выше значениями параметров и шагом 0.2 был получен временной ряд длиной 10000 точек. Далее идентифицировали интервалы фазовой синхронизованности с помощью подхода, основанного на оценке в скользящем окне коэффициента фазовой когерентности, и метода, использующего спектральный анализ сигналов в скользящем окне.

На рис. 1а представлены результаты оценки коэффициента фазовой когерентности γ_j в скользящем окне. Ширина окна выбрана равной 400 с, сдвиг окна 10 с. На рис. 1а сплошной линией изображена зависимость коэффициента фазовой когерентности между переменной x модели (3) и синусоидой с частотой, линейно меняющейся от 0.05 до 0.25 Гц, от мгновенной частоты самой синусоиды. Пунктирной линией изображен поточечный уровень значимости. Видно, что поточечный 95%-ный уровень значимости превышает γ_j для любого i -го окна. Такой результат объясняется малой длиной окна и нестационарностью, не позволяющей увеличивать его ширину.

На рис. 2а построена зависимость мгновенной частоты f_x колебаний в системе (3) от мгновенной частоты f_y гармонического воздействия с линейно меняющейся частотой от 0.05 до 0.25 Гц. Частоту колебаний оценивали в коротких окнах шириной 400 с. Область захвата частот идентифицирована как область, в которой f_x следует за f_y . Моментом срыва синхронизации считали момент времени, когда мгновенная частота колебаний системы снова становилась равной характерной частоте колебаний. Из рис. 2а видно, что при частотах внешнего воздействия 0.08–0.12 Гц наблюдаем захват частот порядка 1 : 1.

Также анализировали данные, полученные в натурном эксперименте. У 11 здоровых человек мы записывали в положении сидя одновременно электрокардиограмму (ЭКГ), фотоплетизмограмму (ФПГ) и сигнал дыхания. В ходе эксперимента

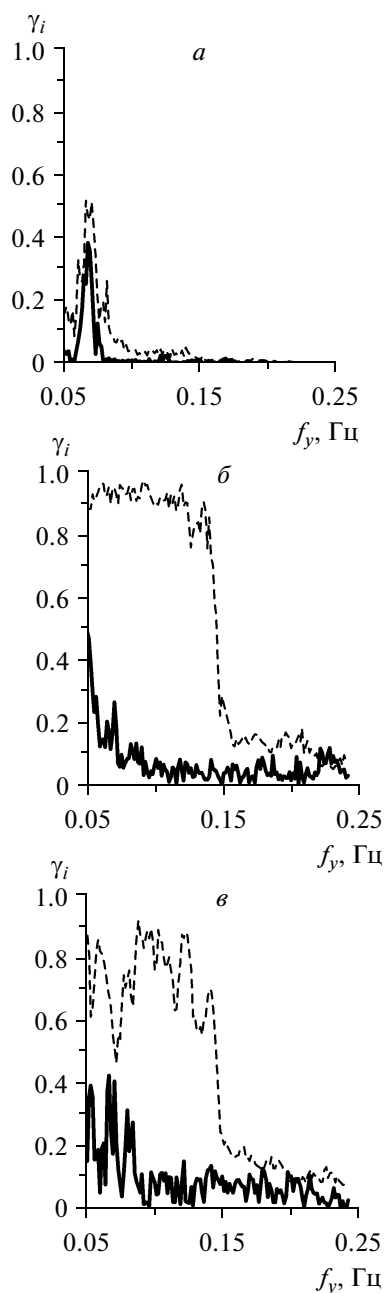


Рис. 1. Коэффициент фазовой когерентности синусоиды с линейно меняющейся частотой и переменной x модели (3) (а), R - R -интервалов (б), ФПГ (в). Поточечный 95%-ный уровень значимости изображен пунктирной линией.

испытуемые делали вдох по звуковому сигналу, задающему частоту дыхания, линейно меняющуюся от 0.05 до 0.25 Гц в течение 25 мин. Регистрацию всех сигналов проводили с частотой дискретизации 250 Гц при разрешении 16 бит.

Информацию о вариабельности сердечного ритма мы получали, выделяя из ЭКГ последова-

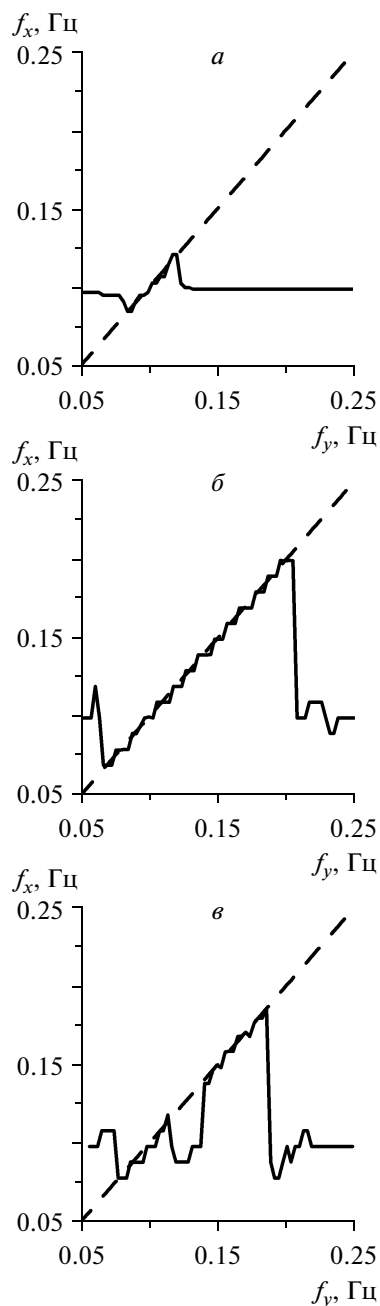


Рис. 2. Зависимость мгновенной частоты f_x колебаний в системе (3) (а), R - R -интервалов (б), ФПГ (в) от мгновенной частоты f_y гармонического воздействия с частотой, линейно изменяющейся от 0.05 до 0.25 Гц. Пунктирной линией показана мгновенная частота f_y внешнего воздействия.

тельность R - R -интервалов, т.е. строя ряд временных интервалов T_i между двумя последовательными R -пиками [8]. Будем откладывать по оси абсцисс вместо порядкового номера R - R -интервала время появления R -пиков: $t_k = \sum_{i=1}^k T_i$. Проведя интерполяцию полученной зависимости кубиче-

скими сплайнами и выбирая из нее точки через равные промежутки времени, получаем эквидистантный временной ряд кардиоинтерваллограммы. Сигналы кардиоинтерваллограммы и ФПГ передискретизовывали до 5 Гц и фильтровали полосовым цифровым фильтром с полосой пропускания 0.05–0.25 Гц.

На рис. 1б, в приведены зависимости от мгновенной частоты коэффициента фазовой когерентности γ_j для $R-R$ -интервалов и ФПГ соответственно и синусоиды с линейно меняющейся частотой. Поточечный уровень значимости l превышает γ_j для любого i -го окна. Ширину окна выбирали равной 100 с, сдвиг окна 1 с. В результате чего можно сделать вывод, что данный подход неприемлем для идентификации моментов захвата и срыва частот по коротким, нестационарным, зашумленным временным рядам.

На рис. 2б, в построена зависимость мгновенной частоты f_x $R-R$ -интервалов и ФПГ от мгновенной частоты f_y гармонического воздействия с линейно меняющейся частотой. При частотах внешнего воздействия 0.07–0.21 Гц наблюдается захват частот порядка 1 : 1 между $R-R$ -интервалами и сигналом дыхания (рис. 2б). Захват частот порядка 1 : 1 между ФПГ и сигналом дыхания наблюдается при частотах внешнего воздействия 0.08–0.12 и 0.14–0.19 Гц (рис. 2в).

Обобщая результаты исследования, можно отметить, что диапазон захвата частот 0.1 Гц колебаний в $R-R$ -интервалах дыханием с плавно меняющейся частотой оказывался шире диапазона захвата частот 0.1 Гц колебаний в ФПГ дыханием у 7 человек (64%), а у 4 человек (36%) был уже. Длительность синхронизации $R-R$ -интервалов изменялась от 245 до 1035 с, а длительность синхронизации ФПГ – от 345 до 835 с.

При частотах дыхания, близких к собственным частотам систем медленной регуляции сердечного ритма и кровяного давления, наблюдается захват частот колебаний этих систем дыханием, как в классических автогенераторах под внешним воздействием. Разная ширина полосы синхронизации исследуемых ритмов хорошо согласуется с предположением, что они генерируются разными автоколебательными системами [9].

4. ОБСУЖДЕНИЕ

Метод, основанный на спектральном анализе сигналов в скользящем окне, был использован нами для изучения механизмов вегетативной регуляции системы кровообращения, участвующих в формировании 0.1 Гц-колебаний в вариабельности сердечного ритма и вариабельности кровяного давления, имеющих большое значение для поддержания гомеостаза. Механизм возникновения этих низкочастотных колебаний продолжает

оставаться объектом дискуссии. Ряд групп исследователей полагает, что 0.1 Гц-колебания кровяного давления и сердечного ритма генерируются в центральном отделе системы вегетативного управления сердечно-сосудистой системы [10, 11]. В этом случае эти колебания отражают активность двух взаимодействующих и синхронизирующихся между собой автоколебательных систем. Согласно другой распространенной точке зрения, указанные колебания – это преимущественно результат активности барорефлекса [12, 13], т.е. автоколебательной является лишь система регуляции кровяного давления.

Нами показано, что 0.1 Гц-ритмы сердечно-сосудистой системы могут быть синхронизованы с дыханием. Разная реакция 0.1 Гц-колебаний сердечного ритма и кровяного давления на воздействие дыханием с линейно меняющейся частотой свидетельствует в пользу гипотезы о существовании в сердечно-сосудистой системе двух взаимодействующих автоколебательных систем с собственными частотами около 0.1 Гц.

Показано, что захват частот 0.1 Гц-колебаний кардиоинтерваллограммы дыханием с плавно меняющейся частотой был шире диапазона захвата частот 0.1 Гц-колебаний ФПГ дыханием у 7 человек (64%), а у 4 человек (36%) был уже. Разная ширина полосы синхронизации исследуемых ритмов хорошо согласуется с предположением, что они генерируются разными автоколебательными системами.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведено сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности взаимодействующих автоколебательных систем по коротким, нестационарным, нелинейным и зашумленным экспериментальным временным рядам. Работоспособность подходов проиллюстрирована в ходе численного моделирования и при анализе реальных физиологических сигналов.

Показано, что метод оценки в скользящем окне коэффициента фазовой когерентности оказывается неприменимым для решения поставленной задачи из-за высокой чувствительности к длине анализируемых временных рядов и их нестационарности. Методика непосредственного спектрального оценивания в скользящем окне продемонстрировала результаты, хорошо качественно воспроизводящиеся на ансамбле экспериментальных записей и в численном эксперименте. Полученные результаты позволяют сделать вывод в пользу гипотезы об автоколебательном характере как системы регуляции вариабельности сердечного ритма, так и системы регуляции вариабельности кровяного давления, имеющих собственные частоты около 0.1 Гц.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, гранты № 10-02-00980 и № 11-02-00599, гранта “УМНИК” и целевой программы “Развитие научного потенциала высшей школы (2009–2011 годы)”, проект № 2.1.1/1738.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Дженкинс Г., Бокс Дж.* Анализ временных рядов. Прогноз и управление. М.: Мир, 1974. С. 242.
2. *Schäfer C., Rosenblum M.G., Abel H.-H., Kurths J.* // *Phys. Rev. E.* 1999. V. 60. P. 857.
3. *Tass P., Rosenblum M.G., Weule J. et al.* // *Phys. Rev. Lett.* 1998. V. 81. P. 3291.
4. *Mormann F., Lehnertz K., David P., Elger C.E.* // *Physica D.* 2000. V. 144. P. 358.
5. *Quiroga R.Q., Kraskov A., Kreuz T., Grassberger P.* // *Phys. Rev. E.* 2002. V. 65. 041903.
6. *Kraskov A., Stögbauer H., Grassberger P.* // *Phys. Rev. E.* 2004. V. 69. 066138.
7. *Ringwood J.V., Malpas S.C.* // *Am. J. Physiol. Regulatory Integrative Comp. Physiol.* 2001. V. 280. R1105.
8. *Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Gridnev V.I. et al.* // *Phys. Rev. E.* 2003. V. 68. 041913.
9. *Киселев А.Р., Беснятов А.Б., Посненкова О.М. et al.* // *Физиология человека.* 2007. Т. 33. № 2. С. 69.
10. *Malliani A., Pagani M., Lombardi F., Cerutti S.* // *Circulation.* 1991. V. 84. P. 482.
11. *Cooley R.L., Montano N., Cogliati C. et al.* // *Circulation.* 1998. V. 98. P. 556.
12. *DeBoer R.W., Karemaker J.W., Stracke J.* // *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 1987. V. 253. H680.
13. *Bernardi L., Leuzzi S., Radaelli A. et al.* // *Clin. Sci.* 1994. V. 87. P. 649.