

Оригинальная статья

Влияние фазового шума на диагностику связей методом моделирования фазовой динамики по реализациям математической модели сердечно-сосудистой системы

Хорев В.С.¹, Ишбулатов Ю.М.², Караваев А.С.^{2,3}, Попова Ю.В.⁴, Киселев А.Р.^{2,4}, Безручко Б.П.^{2,3}¹ ФГБОУ ВО Саратовский государственный технический университет им. Гагарина Ю.А., Саратов, Россия² ФГБОУ ВО Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов Россия³ Саратовский филиал Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Саратов, Россия⁴ ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, Саратов, Россия

Резюме

В работе исследуется влияние шума на свойства оценки направленных связей методом моделирования фазовой динамики. Анализ проводится по временным реализациям предложенной ранее математической модели сердечно-сосудистой системы человека. Анализируются направленные связи по реализациям мгновенных фаз колебаний 0,1 Гц составляющих сигналов кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы, отражающих активность контуров регуляции кровообращения, при различных уровнях фазовых шумов. Результаты анализа сигналов модели сопоставляются с результатами анализа экспериментальных реализаций.

Ключевые слова: низкочастотные колебания, варибельность ритма сердца, моделирование, фазовая динамика.

Библиографическая ссылка: Хорев В.С., Ишбулатов Ю.М., Караваев А.С., Попова Ю.В., Киселев А.Р., Безручко Б.П. Влияние фазового шума на диагностику связей методом моделирования фазовой динамики по реализациям математической модели сердечно-сосудистой системы. *Кардио-ИТ* 2018; 5(1): e0101.

Поступила в редакцию 2 марта 2018. Принята в печать 30 марта 2018.

© 2018, Хорев В.С., Ишбулатов Ю.М., Караваев А.С., Попова Ю.В., Киселев А.Р., Безручко Б.П.

Ответственный автор: Киселев Антон Робертович. Адрес для переписки: НИИ кардиологии, Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского, 112, ул. Большая Казачья, г. Саратов, 410012, Россия. E-mail: kiselev@cardio-it.ru.

Original article

Influence of phase noise on coupling diagnostics by the method of phase dynamics modelling using time series of the mathematical model of cardiovascular system

Khorev V.S.¹, Ishbulatov Yu.M.², Karavaev A.S.^{2,3}, Popova Yu.V.⁴, Kiselev A.R.^{2,4}, Bezruchko B.P.^{2,3}¹ Yuri Gagarin State Technical University of Saratov, Saratov, Russia² Saratov State University, Saratov, Russia³ Saratov Branch of the Institute of Radio Engineering and Electronics of Russian Academy of Sciences, Saratov, Russia⁴ Saratov State Medical University, Saratov, Russia

Abstract

We study the effect of noise on the properties of the directional coupling estimation with the method of phase dynamics modeling. We carry out the analysis on time series of the previously proposed mathematical model of the human cardiovascular system. Directed coupling estimations are analyzed via instantaneous phases modelling of the 0.1 Hz oscillations in heart rate variability and photoplethysmogram, reflecting the activity of the subsystems regulating blood circulation, at various levels of phase noise. The results of the analysis of the model signals are compared with the results of the analysis of experimental signals.

Keywords: low-frequency oscillations, heart rate variability, photoplethysmogram, modeling, phase dynamics.

Cite as Khorev VS, Ishbulatov YuM, Karavaev AS, Popova YuV, Kiselev AR, Bezruchko BP. Influence of phase noise on coupling diagnostics by the method of phase dynamics modelling using time series of the mathematical model of cardiovascular system. *Cardio-IT* 2018; 5(1): e0101.

Received 2 March 2018. Accepted 30 March 2018.

© 2018, Khorev V.S., Ishbulatov Yu.M., Karavaev A.S., Popova Yu.V., Kiselev A.R., Bezruchko B.P.

Corresponding author: Anton R. Kiselev. Address: Research Institute of Cardiology, Saratov State Medical University, 112, Bolshaya Kazachya str., Saratov, 410012, Russia. E-mail: kiselev@cardio-it.ru.

Введение

Анализ связей проводится очень давно во многих областях науки. Это позволяет глубже взглянуть на структуру и механизмы взаимодействия, возникающие между отдельными элементами, включёнными в сложный комплекс, функционирующий как единое целое, например, сердечно-сосудистую систему, являющуюся объектом интереса со стороны многих современных исследователей [1–9]. Анализ направленных связей — полезный и

чувствительный метод, который может дать ценную информацию, которая позволяет улучшить понимание устройства систем регуляции сердечно-сосудистой системы, что важно для решения таких прикладных задач, как диагностика патологий и реабилитация после перенесения заболевания.

Но его адаптация, применение и интерпретация результатов при анализе таких сложных систем, как системы биологической природы, по их зашумленным сигналам требует проведения специализированных исследований.

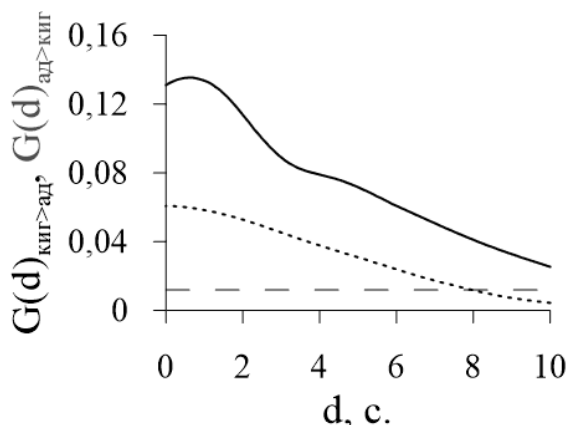


Рисунок 1. Зависимости оценок мер воздействия $G_{киг \rightarrow ад}$ и $G_{ад \rightarrow киг}$ от пробного времени задержки d для модельных данных при отсутствии фазового шума. Уровень значимости отложен штриховой линией.

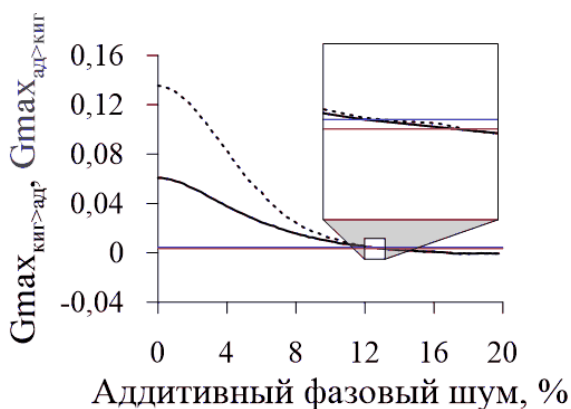


Рисунок 2. Зависимости максимальных значений оценок мер воздействия $G_{киг \rightarrow ад}$ и $G_{ад \rightarrow киг}$ от уровня фазового шума.

Поскольку детальная информация о процессах регуляции сердечно-сосудистой системы изучена недостаточно, то тестирование метода анализа её сигналов на её сигналах не представляется целесообразной тактикой. В связи с этим, ранее была предложена математическая модель сердечно-сосудистой системы, которая показала свои преимущества по сравнению с другими известными моделями [3]. На временных рядах данной математической модели были изучены особенности применения методов диагностики направленных связей, поскольку внутреннее устройство исследуемого объекта известно. После чего будет возможно провести сопоставление полученных на модели результатов с результатами, полученными при анализе экспериментальных данных.

Материал и методы

Методы

Для моделирования фазовой динамики из исходных сигналов требуется выделить их фазы [10–12], для чего в работе было использовано преобразование Гильберта. Сравнительно простой, не вносящий дополнительных искажений метод, позволяющий точно выделить фазу, особенно хорошо работающий для сигналов, фильтрованных в относительно узкой полосе частот.

Для оценки направленных связей в работе использовался метод, основанный на моделировании фаз временных рядов взаимодействующих систем, подробно рассмотренный в работах [13, 14]. Суть метода состоит в оценке меры воздействия по улучшению прогноза, производимого использованием совместной модели фазовой динамики исследуемых систем по сравнению с прогнозом, полученным с использованием индивидуальной модели. Превышение оценки меры воздействия (в дальнейшем обозначаемые G) в направлении воздействия со стороны одной из систем на другую может быть интерпретировано как направление преобладающего влияния в этом случае, положение максимума на зависимости оценки меры воздействия может быть использовано для оценки задержки в связи, соответствующей этому направлению воздействия.

Используемые для тестирования метода временные ряды были получены при помощи математической модели сердечно-сосудистой системы человека, воспроизводящей основной сердечный ритм, регуляторные воздействия, артериальное давление, а также учитывающей влияние дыхания на процессы регуляции, предложенная в работах [15, 16].

Данные

Экспериментальные данные математической модели, включающей четыре дифференциальных уравнения первого порядка, представляли собой модельные временные ряды электрокардиограмм (ЭКГ) и систолического артериального давления (АД) длительностью 60 минут при частоте дискретизации 250 Гц, перевыбранные в дальнейшем до 10 Гц, интегрированные методом Эйлера с шагом 0,004.

В качестве данных для сравнения были использованы 12 записей ЭКГ и фотопетизмограмм (ФПГ) длительностью 60 минут, полученные со здоровых субъектов, находившихся в состоянии лёжа. Регистрация сигналов осуществлялась с помощью серийного энцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» (модель 10) с частотой дискретизации 250 Гц, перевыбранные в дальнейшем до 10 Гц. Полоса пропускания аналогового сигнала составляла 0,05–100 Гц.

Экспериментальные и модельные сигналы подвергались предварительной обработке, включавшей выделение эквидистантной кардиоинтервалограмм (КИГ) из ЭКГ и полосовую фильтрацию в диапазоне 0,05–0,15 Гц, проводимую в соответствии с методическими указаниями [17, 18].

Результаты

Были рассчитаны оценки меры воздействия одного сигнала на другой, полученные при различных значениях аддитивных равномерно распределённых фазовых шумов. На *Рисунке 1* приведены оценки меры воздействия при отсутствии шума. 5% уровень значимости, оцененный с помощью суррогатных данных, полученных из исходных сигналов путем случайного задания фаз, отложен штриховой линией.

На графике мы можем наблюдать, что детектирована значимая двунаправленная связь, причём для направления воздействия КИГ→АД уровень воздействия выше, чем в обратном направлении.

На *Рисунке 2* приведены зависимости максимальных оценок мер воздействия, полученных с помощью метода моделирования фазовой динамики от уровня фазового шума.

Видно, что абсолютные значения оценок уменьшаются с ростом уровня фазового шума. Усреднённые по ансамблю значения оценок уровней воздействия, полученные по экспериментальным записям здоровых субъектов принимают значения $G_{\text{киг} \rightarrow \text{ад}} = 43,3 \pm 1,8 \times 10^{-5}$ и $G_{\text{ад} \rightarrow \text{киг}} = 42,5 \pm 5,6 \times 10^{-5}$ (цифры приведены в формате «среднее \pm стандартное отклонение»). Диапазон, соответствующий минимальному и максимальному с учётом стандартного отклонения уровню оценок мер воздействия, приведён на *Рисунке 2* красной и синей линиями. Уровень фазового шума, для которых оценки мер воздействия по модельным данным принимает значения из диапазона, составляет 10–13%. Зависимости самих оценок воздействия, полученных для экспериментальных данных и модельных данных с 10% фазовым шумом для сравнения приведены на *Рисунках 3* и 4.

Оценки экспериментальные и с шумом 10% приведены на *Рисунке 3*.

На *Рисунке 5* приведены зависимости восстановленных оценок задержек в воздействии $G_{\text{киг} \rightarrow \text{ад}}$ и $G_{\text{ад} \rightarrow \text{киг}}$ от уровня фазового шума. Из графика видно, что данные оценки приобретают случайный характер для уровней фазовых шумов свыше 17%. Кроме того, максимальные значения оценок мер воздействия (*Рисунок 2*) для шумов этой интенсивности принимают отрицательные значения, что не позволяет детектировать связь.

Обсуждение

Определение направления связи является сложной, но решаемой задачей. Основной проблемой при анализе нестационарных и зашумленных сигналов сердечно-сосудистой системы, глубинные свойства которых до конца не изучены, является интерпретация результатов использования сложных методов. Результаты исследований простых эталонных систем напрямую сопоставлять с результатами анализа экспериментальных данных невозможно из-за сложной природы и богатой динамики, присущей объектам биологического происхождения. Именно использование развитых и как можно более близких к исследуемым объектам математических моделей призвано помочь с решением этой проблемы. Конечно, любая математическая модель является упрощением по сравнению с реальной сложной системой биологической природы, но если модель охватывает важные качественные особенности, то она вполне пригодна для тестирования методов. Используемая модель включает в себя много существенных особенностей, по сравнению с другими известными (особенно, в плане соответствия спектральных и фазовых характеристик). Поэтому мы считаем, что она позволяет использование для тестирования метода, основанного на моделировании фаз временных рядов взаимодействующих систем, предназначенного для анализа связей между взаимодействующими автоколебательными системами, для которых наблюдались явления фазового и частотного захвата [19].

Уровень шума модельных данных, при котором результаты похожи на экспериментальные составляет примерно 10–12%, возможно это оценка типичного измерительного шума в экспериментах, обусловленного несовершенством измерительной аппаратуры либо недостаточно изученными процессами биологического происхождения [20].

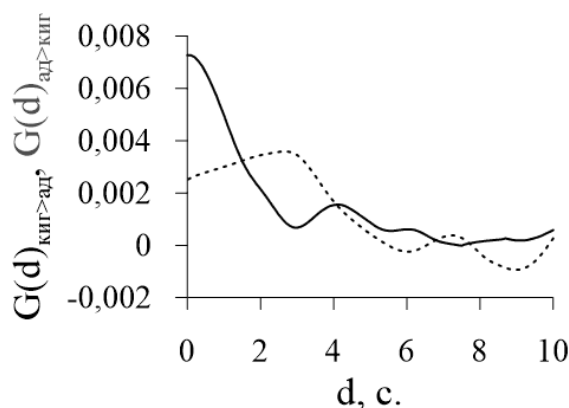


Рисунок 3. Типичные зависимости оценок мер воздействия $G_{\text{киг} \rightarrow \text{ад}}$ и $G_{\text{ад} \rightarrow \text{киг}}$ от пробного времени задержки d для экспериментальных данных одного из испытуемых.

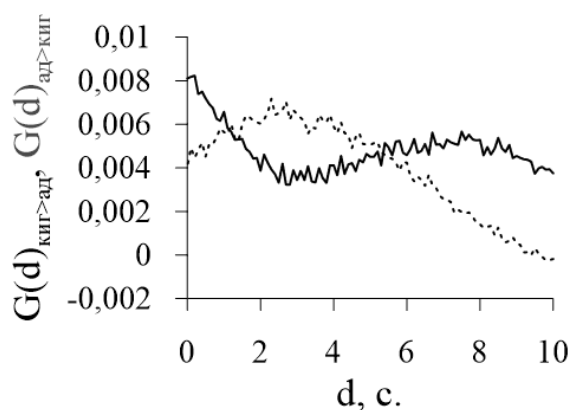


Рисунок 4. Зависимости оценок мер воздействия $G_{\text{киг} \rightarrow \text{ад}}$ и $G_{\text{ад} \rightarrow \text{киг}}$ от пробного времени задержки d для модельных данных в присутствии 10% фазового шума.

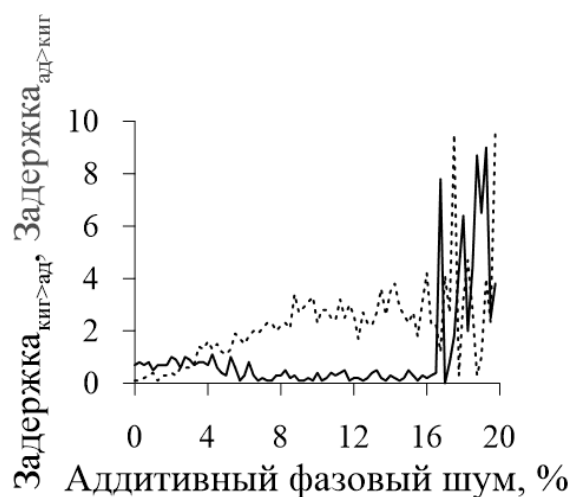


Рисунок 5. Зависимости восстановленных оценок задержек в воздействии $G_{\text{киг} \rightarrow \text{ад}}$ и $G_{\text{ад} \rightarrow \text{киг}}$ от уровня фазового шума.

Заключение

Метод, основанный на моделировании фаз временных рядов взаимодействующих систем, предназначенный для анализа сигналов, был протестирован при анализе реализаций

модели, воспроизводящей основной сердечный ритм, регуляторные воздействия, артериальное давление, а также учитывающий влияние дыхания на процессы регуляции при разных уровнях фазовых шумов. Выяснилось, что при уровне шума порядка 10% значения оценок мер воздействия снижаются до уровня, наблюдаемого в экспериментальных данных. При уровне шума до 15% результаты позволяют оценить направленные связи. При значениях шума свыше 17% определение задержки и даже наличия воздействия по модельным данным не представляется возможным.

Конфликт интересов

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 17-02-00307.

Литература

1. Stefanovska A., Luchinsky D.G., McClintock P.V.E. Modelling couplings among the oscillators of the cardiovascular system. *Phys Meas* 2001; 22(3): 551–564. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/22/3/312>.
2. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И. и др. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы. *Известия Саратовского Университета. Новая серия. Серия Физика* 2015; 15(3): 36–42. <http://dx.doi.org/10.18500/1817-3020-2015-15-336-42>.
3. Ишбулатов Ю.М., Караваев А.С., Пономаренко В.И. и др. Модель системы автономной регуляции сердечно-сосудистой системы с контуром барорефлекторного контроля среднего артериального давления в виде автогенератора с запаздыванием. *Известия Саратовского Университета. Новая серия. Серия Физика* 2015; 15(2): 32–38. <http://dx.doi.org/10.18500/1817-3020-2015-15-2-32-38>.
4. Хорев В.С., Киселев А.Р., Шварц В.А. и др. Исследование запаздывания в связи между контурами регуляции сердечно-сосудистой системы у здорового человека методом моделирования фазовой динамики. *Известия Саратовского Университета. Новая серия. Серия Физика* 2016; 16(4): 227–237. <http://dx.doi.org/10.18500/1817-3020-2016-16-4-227-237>.
5. Kralemann B., Frühwirth M., Pikovsky A., et al. In vivo cardiac phase response curve elucidates human respiratory heart rate variability. *Nat Commun* 2013; 4: 2418. <http://dx.doi.org/10.1038/ncomms3418>.
6. Burgess D.E., Hundley J.C., Brown D.R., et al. First-order differential-delay equation for the baroreflex predicts the 0.4-Hz blood pressure rhythm in rats. *Am J Physiol* 1997; 273: 1878–1884. <http://dx.doi.org/10.1152/ajpregu.1997.273.6.R1878>.
7. Красников Г.В., Танканаг А.В., Коняева Т.Н. и др. Оценка изменений в системах регуляции кровотока в коже человека при локальном нагреве. *Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова* 2007; 93(4): 394–401. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17654864>.
8. Тихонова И.В., Танканаг А.В., Чемерис Н.К. Возрастные особенности динамики амплитуд колебаний кровотока кожи в процессе постокклюзионной реактивной гиперемии. *Физиология человека* 2010; 36(2): 114–120. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20432699>.
9. Allen J., Di Maria C., Mizeva I., et al. Finger microvascular responses to deep inspiratory gasp assessed and quantified using wavelet analysis. *Phys Meas* 2013; 34(7): 769. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/34/7/769>.
10. Pikovsky A., Rosenblum M., Kurths J. Phase synchronization in regular and chaotic systems. *Int J Bif Chaos* 2000; 10(10): 2291–2305. <http://dx.doi.org/10.1142/S0218127400001481>.
11. Кузнецов А.П., Станкевич Н.В. Синхронизация генераторов квазипериодических колебаний. *Нелинейная динамика* 2013; 9(3): 409–419. <http://dx.doi.org/10.20537/nd1303002>.
12. Kiselev A.R., Karavaev A.S., Gridnev V.I., et al. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability. *Russ Open Med J* 2016; 5(1): e0101. <http://dx.doi.org/10.15275/rusomj.2016.0103>.
13. Rosenblum M., Pikovsky A. Detecting direction of coupling in interacting oscillators. *Phys Rev E* 2001; 64: 045202(R). <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRevE.64.045202>.
14. Smirnov D.A., Bezruchko B.P. Revealing mutual influence of oscillatory systems from the observation data. *Radiophysics and Quantum Electronics* 2013; 55: 662–675. <http://dx.doi.org/10.1007/s11141-013-9404-6>.
15. Karavaev A.S., Ishbulatov J.M., Ponomarenko V.I., et al. Model of human cardiovascular system with a loop of autonomic regulation of the mean arterial pressure. *J Am Soc Hypertens* 2016; 10(3): 235–243. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jash.2015.12.014>.
16. Караваев А.С., Ишбулатов Ю.М., Киселев А.Р. и др. Модель сердечно-сосудистой системы человека с автономным контуром регуляции среднего артериального давления. *Физиология человека* 2017; 43(1): 70–80. <http://dx.doi.org/10.7868/S0131164616060096>.
17. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology. *Circulation* 1996; 93(5): 1043–1065. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8598068>.
18. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. *Вестник аритмологии* 2002; (24): 65–86. <https://elibrary.ru/item.asp?id=9166688>.
19. 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. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25486835>.
20. Klimovitch G.V. Near-carrier oscillator spectrum due to flicker and white noise. *Proceedings of ISCAS* 2000; 1: 703–706. <http://dx.doi.org/10.1109/ISCAS.2000.857192>.

References

1. Stefanovska A, Luchinsky DG, McClintock PVE. Modelling couplings among the oscillators of the cardiovascular system. *Phys Meas* 2001; 22(3): 551–564. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/22/3/312>.
2. Borovkova EI, Karavaev AS, Ponomarenko VI, et al. Comparison of methods for phase synchronization diagnostics from test data modeling nonstationary signals of biological nature. *Izvestiya of Saratov University. New series. Series Physics* 2015; 15(3): 36–42. Russian. <http://dx.doi.org/10.18500/1817-3020-2015-15-336-42>.
3. Ishbulatov YM, Karavaev AS, Ponomarenko VI, et al. Model of cardiovascular system autonomic regulation with a circuit of baroreflexory control of mean arterial pressure in the form of delayed-feedback oscillator. *Izvestiya of Saratov University. New series. Series Physics* 2015; 15(2): 32–38. Russian. <http://dx.doi.org/10.18500/1817-3020-2015-15-2-32-38>.
4. Khorev VS, Kiselev AR, Shvartz VA, et al. Investigation of delay time in interaction between the regulatory circuits in the cardiovascular system of healthy humans using modeling of phase dynamics. *Izvestiya of Saratov University. New series. Series Physics* 2016; 16(4): 227–237. Russian. <http://dx.doi.org/10.18500/1817-3020-2016-16-4-227-237>.
5. Kralemann B, Frühwirth M, Pikovsky A, et al. In vivo cardiac phase response curve elucidates human respiratory heart rate variability. *Nat Commun* 2013; 4: 2418. <http://dx.doi.org/10.1038/ncomms3418>.
6. Burgess DE, Hundley JC, Brown DR, et al. First-order differential-delay equation for the baroreflex predicts the 0.4-Hz blood pressure rhythm in rats. *Am J Physiol* 1997; 273: 1878–1884. <http://dx.doi.org/10.1152/ajpregu.1997.273.6.R1878>.
7. Krasnikov GV, Tankanag AV, Koniaeva TN, et al. Assessment of the changes in regulatory systems of human's skin blood flow during local

- heating. *Russ Fiziol Zh Im I M Sechenova* 2007; 93(4): 394–401. Russian. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17654864>.
8. Tikhonova IV, Tankanag AV, Chemeris NK. Age features of the dynamics of the oscillation amplitudes of the peripheral skin blood flow during the postocclusive reactive hyperemia. *Fiziol Cheloveka* 2010; 36(2): 114–120. Russian. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20432699>
9. Allen J, Di Maria C, Mizeva I, et al. Finger microvascular responses to deep inspiratory gasp assessed and quantified using wavelet analysis. *Phys Meas* 2013; 34(7): 769. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/34/7/769>.
10. Pikovsky A, Rosenblum M, Kurths J. Phase synchronization in regular and chaotic systems. *Int J Bif Chaos* 2000; 10(10): 2291–2305. <http://dx.doi.org/10.1142/S0218127400001481>.
11. Kuznetsov AP, Stankevich NV. Synchronization of generators of quasiperiodic oscillations. *Rus J Nonlin Dyn* 2013; 9(3): 409–419. <http://dx.doi.org/10.20537/nd1303002>.
12. Kiselev AR, Karavaev AS, Gridnev VI, et al. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability. *Russ Open Med J* 2016; 5(1): e0101. <http://dx.doi.org/10.15275/rusomj.2016.0103>.
13. Rosenblum M, Pikovsky A. Detecting direction of coupling in interacting oscillators. *Phys Rev E* 2001; 64: 045202(R). <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRevE.64.045202>.
14. Smirnov DA, Bezruchko BP Revealing mutual influence of oscillatory systems from the observation data. *Radiophysics and Quantum Electronics* 2013; 55: 662–675. <http://dx.doi.org/10.1007/s11141-013-9404-6>.
15. Karavaev AS, Ishbulatov JM, Ponomarenko VI, et al. Model of human cardiovascular system with a loop of autonomic regulation of the mean arterial pressure. *J Am Soc Hypertens* 2016; 10(3): 235–243. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jash.2015.12.014>.
16. Karavaev AS, Ishbulatov YuM, Kiselev AR, et al. A model of human cardiovascular system containing a loop for the autonomic control of mean blood pressure *Human Physiology* 2017; 43(1): 61–70. <http://dx.doi.org/10.1134/S0362119716060098>.
17. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology. *Circulation* 1996; 93(5): 1043–1065. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8598068>.
18. Baevskiy RM, Ivanov GG, Chireykin LV, et al. The analysis of heart rate variability using different electrocardiographic systems. *Vestnik Aritmologii* 2002; (24): 65–86. Russian. <https://elibrary.ru/item.asp?id=9166688>.
19. Karavaev AS, Kiselev AR, Gridnev VI, et al. Phase and frequency locking of 0.1-Hz oscillations in heart rate and baroreflex control of blood pressure by breathing of linearly varying frequency as determined in healthy subjects. *Human Physiology* 2013; 39(4): 416–425. <http://dx.doi.org/10.1134/S0362119713010040>.
20. Klimovitch GV. Near-carrier oscillator spectrum due to flicker and white noise. *Proceedings of ISCAS* 2000; 1: 703–706. <http://dx.doi.org/10.1109/ISCAS.2000.857192>.

Информация об авторах:

Хорев Владимир Сергеевич – канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник, НОЦ «Системы искусственного интеллекта и нейротехнологии», ФГБОУ ВО «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0001-6613-8940>.

Ишбулатов Юрий Михайлович – инженер, кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ФГБОУ ВО Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0003-2871-5465>.

Караваяев Анатолий Сергеевич – канд. физ.-мат. наук, доцент, кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ФГБОУ ВО Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия; старший научный сотрудник, Саратовский филиал Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0003-4678-3648>.

Попова Юлия Викторовна – канд. мед. наук, научный сотрудник, отдел неотложной и инвазивной кардиологии, научно-исследовательский институт кардиологии, ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0002-2402-7588>.

Киселев Антон Робертович – докт. мед. наук, ведущий научный сотрудник, отдел продвижения новых кардиологических информационных технологий, научно-исследовательский институт кардиологии, ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, Саратов, Россия; профессор, кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ФГБОУ ВО Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0003-3967-3950>.

Безручко Борис Петрович – докт. физ.-мат. наук, профессор, кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ФГБОУ ВО Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия; ведущий научный сотрудник, Саратовский филиал Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0002-6691-8653>.

Authors:

Vladimir S Khorev – PhD, Senior researcher, REC Artificial Intelligence Systems and Neurotechnology, Yuri Gagarin State Technical University of Saratov, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0001-6613-8940>.

Yurii M. Ishbulatov – Engineer, Department of Dynamic Modeling and Biomedical Engineering, Saratov State University, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0003-2871-5465>.

Anatoly S. Karavaev – PhD, Associate Professor, Department of Nano- and Biomedical Technologies, Saratov State University, Saratov, Russia; Senior Researcher, Saratov Branch of the Institute of Radio Engineering and Electronics of Russian Academy of Sciences, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0003-4678-3648>.

Yuliya V. Popova – MD, PhD, Researcher, Department of Emergency and Invasive Cardiology, Research Institute of Cardiology, Saratov State Medical University, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0002-2402-7588>.

Anton R. Kiselev – MD, DSc, Leading Researcher, Department of New Cardiological Informational Technologies, Research Institute of Cardiology, Saratov State Medical University, Saratov, Russia; Professor, Department of Dynamic Modeling and Biomedical Engineering, Saratov State University, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0003-3967-3950>.

Boris P. Bezruchko – DSc, Professor, Department of Nano- and Biomedical Technologies, Saratov State University, Saratov, Russia; Leading Researcher, Saratov Branch of the Institute of Radio Engineering and Electronics of Russian Academy of Sciences, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0002-6691-8653>.