

Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. 2026. Т. 34, № 1
Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Applied Nonlinear Dynamics. 2026;34(1)

Научная статья
УДК 612.18

DOI: 10.18500/0869-6632-003194
EDN: INAJDG

Изменение статистических характеристик сигналов сердечно-сосудистой системы и нелинейных мер кардиореспираторного взаимодействия у здоровых добровольцев в ходе тестов с биологической обратной связью

Е. И. Боровкова¹✉, Е. С. Дубинкина¹, А. С. Караваяев^{1,2}, В. И. Пономаренко^{1,2},
И. А. Мягков¹, М. Д. Прохоров^{1,2}, Б. П. Безручко^{1,2}

¹Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия

²Саратовский филиал Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН, Россия
E-mail: ✉rubancei@mail.ru, kometa.ed@gmail.com, karavaevas@gmail.com, pomomarenkovi@gmail.com,
miagkovia@gmail.com, mdprokhorov@yandex.ru, bezruchkobp@gmail.com

Поступила в редакцию 31.03.2025, принята к публикации 5.09.2025,
опубликована онлайн 12.09.2025, опубликована 30.01.2026

Аннотация. Цель настоящего исследования заключается в изучении воздействия биологической обратной связи, осуществляемой через контролируемое медленное дыхание и ритмичные сокращения скелетных мышц на частоте барорефлекторного резонанса, на физиологические параметры организма. **Методы.** Для достижения поставленной цели был проведен анализ сигналов дыхания, кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы. Использовались статистический и спектральный анализ, а также расчет нелинейных мер взаимодействия, таких как фазовая когерентность и суммарный процент фазовой синхронизации. **Результаты.** Исследование показало, что медленное дыхание в частотном диапазоне барорефлекторного резонанса (около 0.1 Гц) приводит к статистически значимому увеличению амплитуды колебаний кардиоинтервалограммы и мощности процессов симпатической и парасимпатической регуляции ритма сердца. Также наблюдалось повышение фазовой когерентности между дыханием и кардиоинтервалограммой и фазовой синхронизации контуров симпатической регуляции кровообращения. **Заключение.** Выявлен резонансный частотно-избирательный отклик систем автономной регуляции ритма сердца на медленное дыхание. Эффекты, наблюдаемые при медленном дыхании, оказались значительно более выраженными по сравнению с ритмичным сокращением скелетных мышц на той же частоте, что подчеркивает различия в биофизических механизмах воздействия этих методов на систему кровообращения. Применение методов нелинейной динамики сыграло ключевую роль при решении поставленных задач.

Ключевые слова: кардиореспираторное взаимодействие, фазовая когерентность, синхронизация, медленное дыхание, ритмичное сокращение скелетных мышц, биологическая обратная связь.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Российского научного фонда № 23-12-00241, <https://rscf.ru/project/23-12-00241/>.

Для цитирования: Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваяев А. С., Пономаренко В. И., Мягков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П. Изменение статистических характеристик сигналов сердечно-сосудистой системы и нелинейных мер кардиореспираторного взаимодействия у здоровых добровольцев в ходе тестов с биологической обратной связью // Известия вузов. ПНД. 2026. Т. 34, № 1. С. 34–48. DOI: 10.18500/0869-6632-003194. EDN: INAJDG

Статья опубликована на условиях Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

© Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваяев А. С., Пономаренко В. И.,
Мягков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П., 2025

The change in statistical characteristics of cardiovascular system signals and nonlinear measures of cardiorespiratory interaction in healthy volunteers during biofeedback tests

E. I. Borovkova¹✉, E. S. Dubinkina², A. S. Karavaev^{1,2}, V. I. Ponomarenko^{1,2},
I. A. Miagkov¹, M. D. Prokhorov^{1,2}, B. P. Bezruchko^{1,2}

¹Saratov State University, Russia

²Saratov Branch of Kotelnikov Institute of Radioengineering and Electronics, Russia

E-mail: ✉rubanei@mail.ru, kometa.ed@gmail.com, karavaevas@gmail.com, ponomarenkovi@gmail.com,
miagkovia@gmail.com, mdprokhorov@yandex.ru, bezruchkobp@gmail.com

Received 31.03.2025, accepted 5.09.2025, available online 12.09.2025, published 30.01.2026

Abstract. The purpose of this work is to investigate the influence of biofeedback, implemented through controlled slow breathing and rhythmic contraction of skeletal muscles at the frequency of baroreflex resonance, on the physiological parameters of the body. *Methods.* To achieve this goal, an analysis of breathing signals, heart rate variability (HRV), and photoplethysmography was conducted. Statistical and spectral analyses were employed, as well as the calculation of nonlinear interaction measures such as phase coherence and the total percentage of phase synchronization. *Results.* The study showed that slow breathing in the frequency range of baroreflex resonance (around 0.1 Hz) leads to a statistically significant increase in the amplitude of heart rate variability oscillations and the power of sympathetic and parasympathetic regulation processes of heart rhythm. An increase in phase coherence between breathing and heart rate variability was also observed, as well as phase synchronization of the sympathetic regulation circuits of circulation. *Conclusion.* A resonant frequency-selective response of the autonomic regulation systems of heart rhythm to slow breathing was identified. The effects observed during slow breathing were significantly more pronounced compared to rhythmic contraction of skeletal muscles at the same frequency, highlighting the differences in the biophysical mechanisms of these methods' impact on the circulatory system.

Keywords: cardiorespiratory interaction, phase coherence, synchronization, slow breathing, rhythmic contraction of skeletal muscles, biofeedback.

Acknowledgements. This work was supported by the Russian Science Foundation under Grant № 23-12-00241, <https://rscf.ru/project/23-12-00241/>.

For citation: Borovkova EI, Dubinkina ES, Karavaev AS, Ponomarenko VI, Miagkov IA, Prokhorov MD, Bezruchko BP. The change in statistical characteristics of cardiovascular system signals and nonlinear measures of cardiorespiratory interaction in healthy volunteers during biofeedback tests. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics.* 2026;34(1): 34–48. DOI: 10.18500/0869-6632-003194

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

Введение

Авторы данного сообщения — сотрудники лаборатории моделирования в нелинейной динамике Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова Российской академии наук (ИРЭ РАН), а также преподаватели, аспиранты и студенты кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии СГУ. Формирование нашего коллектива началось уже в 1980-х годах, когда при активном участии Ю. В. Гуляева в Саратове среди новых организаций Академии наук появился филиал ИРЭ РАН. С подачи Ю. В. Гуляева направлениями работы нашей научной группы стали генераторы шума с использованием полупроводниковых материалов и устройств, изучение фундаментальных закономерностей в реализации динамического хаоса [1], исследование нелинейных явлений и процессов [2], физическое и математическое моделирование. Развитые при этих исследованиях методы обработки экспериментальных данных оказались востребованными при решении актуальных задач биомедицины. Традиционно исследование живого радиофизическими

Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваяев А. С., Пономаренко В. И.,
Мягков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П.
Известия вузов. ПНД, 2026, т. 34, № 1

методами является одним из приоритетных направлений многолетней работы Ю. В. Гуляева и его коллег в ИРЭ РАН [3–5]. Продолжением этого процесса можно считать и подготовку нами данной статьи, посвященной описанию особенностей подхода к управлению физиологическими функциями человеческого организма, именуемого в литературе биологической обратной связью (БОС).

БОС представляет собой метод, основанный на сознательном контроле добровольцем физиологических параметров организма. Этот подход позволяет индивиду управлять своими физиологическими функциями, такими как сердечный ритм, дыхание и мышечное напряжение, с целью улучшения здоровья [6–8]. Работы известных авторов свидетельствуют о том, что БОС, осуществляемая через управляемое медленное дыхание на частоте барорефлекторного резонанса (около 0.1 Гц), а также управляемое ритмичное сокращение скелетных мышц на этой частоте, оказывает выраженный физиологический эффект и имеет важное значение для персонализированной терапии ряда заболеваний. Эти методы демонстрируют потенциал для улучшения здоровья и повышения качества жизни пациентов [9–11].

Несмотря на известные положительные эффекты, механизмы действия БОС на органы и системы организма остаются недостаточно изученными [12, 13]. Существенной проблемой здесь является принципиальная нелинейность исследуемых явлений и систем, для изучения которых приходится использовать подходы нелинейной динамики. Важными задачами остаются: разработка методики оценки частоты барорефлекторного резонанса, изучение возможности замены тестов с медленным дыханием на ритмичное сокращение скелетных мышц с заданной частотой [14], разработка методов экспериментального получения резонансной кривой [15, 16].

В данной работе мы исследуем нелинейные резонансные свойства системы барорефлекторной регуляции кровообращения при организации биологической обратной связи, осуществляемой через управляемое медленное дыхание и управляемое ритмичное сокращение скелетных мышц на частоте барорефлекторного резонанса [12]. Для решения этой задачи критическое значение имеет выбор инструментария [17]. Мы применяем несколько количественных мер, включая методы нелинейной динамики, которые уже зарекомендовали себя при анализе данных живой природы [18–20], но не были использованы для исследования резонансных зависимостей и частотно-избирательного отклика физиологических показателей. Применение методов нелинейной динамики позволяет более точно оценить резонансные свойства системы барорефлекторной регуляции кровообращения и влияние различных методов БОС на физиологические параметры.

Целью данной работы является исследование влияния биологической обратной связи, осуществляемой через управляемое медленное дыхание и управляемое ритмичное сокращение скелетных мышц на частоте барорефлекторного резонанса около 0.1 Гц, на физиологические параметры организма. В работе количественно оцениваются линейные характеристики variability сердечного ритма и нелинейные характеристики кардиореспираторного взаимодействия, а также синхронизация контуров автономной регуляции кровообращения у здоровых добровольцев, выполняющих перечисленные тесты БОС.

1. Методика

1.1. Экспериментальные данные. В исследовании участвовали 7 здоровых мужчин в возрасте 21 ± 3 года (среднее \pm стандартное отклонение) с умеренным уровнем физической активности. Дизайн исследования представлен на рис. 1. Для каждого добровольца проводилось шесть последовательных серий экспериментов. Интервал между сериями составлял одну неделю.

Дизайн I–V серий экспериментов был одинаковым. В I–V серии экспериментов проводились эксперименты с БОС, реализуемой с помощью управляемого медленного дыхания в частотном диапазоне ожидаемого барорефлекторного резонанса конкретного добровольца (около 0.1 Гц) [12].

*Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваев А. С., Пономаренко В. И.,
Мяков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П.
Известия вузов. ПНД, 2026, т. 34, № 1*

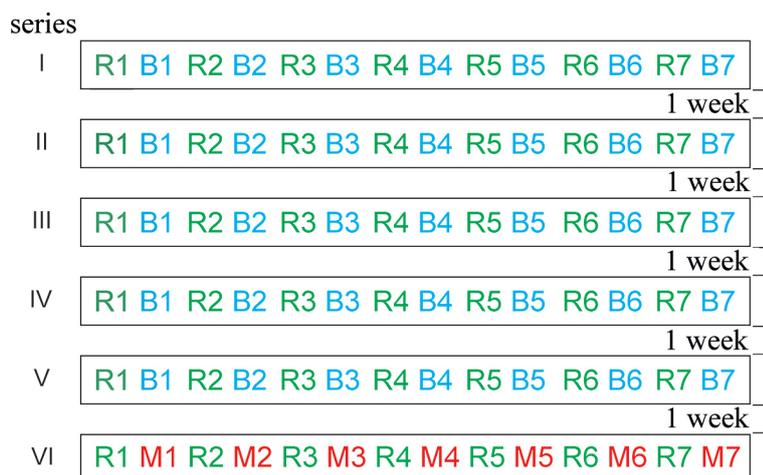


Рис. 1. Дизайн экспериментального исследования. Эпохи I–V серии: отдых (R1), дыхание с частотой 0.075 Гц (B1), отдых (R2), дыхание с частотой 0.08 Гц (B2), отдых (R3), дыхание с частотой 0.09 Гц (B3), отдых (R4), дыхание с частотой 0.1 Гц (B4), отдых (R5), дыхание с частотой 0.11 Гц (B5), отдых (R6), дыхание с частотой 0.12 Гц (B6), отдых (R7), дыхание с частотой 0.13 Гц (B7). Эпохи VI серии: отдых (R1), сокращение мышц с частотой 0.075 Гц (B1), отдых (R2), сокращение мышц с частотой 0.08 Гц (B2), отдых (R3), сокращение мышц с частотой 0.09 Гц (B3), отдых (R4), сокращение мышц с частотой 0.1 Гц (B4), отдых (R5), сокращение мышц с частотой 0.11 Гц (B5), отдых (R6), сокращение мышц с частотой 0.12 Гц (B6), отдых (R7), сокращение мышц с частотой 0.13 Гц (B7) (цвет онлайн)

Fig. 1. Design of the experimental study. Epochs I–V series: rest (R1), breathing at frequency 0.075 Hz (B1), rest (R2), breathing at frequency 0.08 Hz (B2), rest (R3), breathing at frequency 0.09 Hz (B3), rest (R4), breathing at frequency 0.1 Hz (B4), rest (R5), breathing at frequency 0.11 Hz (B5), rest (R6), breathing at frequency 0.12 Hz (B6), rest (R7), breathing at frequency 0.13 Hz (B7). Epochs VI series: rest (R1), muscle contraction at frequency 0.075 Hz (B1), rest (R2), muscle contraction at frequency 0.08 Hz (B2), rest (R3), muscle contraction at frequency 0.09 Hz (B3), rest (R4), muscle contraction at frequency 0.1 Hz (B4), rest (R5), muscle contraction at frequency 0.11 Hz (B5), rest (R6), muscle contraction at frequency 0.12 Hz (B6), rest (R7), muscle contraction at frequency 0.13 Hz (B7) (color online)

Серии I–V включали эпохи: отдых (R1), дыхание с частотой 0.075 Гц (B1), отдых (R2), дыхание с частотой 0.08 Гц (B2), отдых (R3), дыхание с частотой 0.09 Гц (B3), отдых (R4), дыхание с частотой 0.1 Гц (B4), отдых (R5), дыхание с частотой 0.11 Гц (B5), отдых (R6), дыхание с частотой 0.12 Гц (B6), отдых (R7), дыхание с частотой 0.13 Гц (B7). Длительность каждой эпохи составляла 5 минут. Во время эпох отдыха добровольцам было предложено сидеть в удобном кресле и дышать с комфортной частотой дыхания. Во время этапов медленного дыхания специальное звуковое устройство издавало звуковые сигналы, которые являлись стимулами ко вдоху и выдоху. Соотношение фаз вдоха и выдоха составляло 1:1.1. Добровольцам было предложено дышать в соответствии с заданным ритмом.

В VI серии экспериментов проводились эксперименты с биологической обратной связью, реализуемой с помощью управляемого ритмичного сокращения скелетных мышц на частоте барорефлекторного резонанса при дыхании с комфортной частотой. Серия VI включала эпохи: отдых (R1), сокращение мышц с частотой 0.075 Гц (B1), отдых (R2), сокращение мышц с частотой 0.08 Гц (B2), отдых (R3), сокращение мышц с частотой 0.09 Гц (B3), отдых (R4), сокращение мышц с частотой 0.1 Гц (B4), отдых (R5), сокращение мышц с частотой 0.11 Гц (B5), отдых (R6), сокращение мышц с частотой 0.12 Гц (B6), отдых (R7), сокращение мышц с частотой 0.13 Гц (B7). Во время эпох сокращения мышц добровольцам было предложено дышать с комфортной частотой дыхания. Специальное звуковое устройство издавало звуковые сигналы, которые являлись стимулами к сокращению и расслаблению скелетных мышц кистей и стоп в положении сидя. Фазы сокращения и расслабления мышц составляли 1:1.1, аналогично фазам дыхания в I–V сериях экспериментов.

При проведении исследования соблюдались все основные рекомендации стандартных протоколов экспериментов с биологической обратной связью [12] и протокола, предложенного в работе [14].

Во время всех серий экспериментов добровольцам выполнялась одновременная регистрация сигналов электрокардиограммы (ЭКГ), фотоплетизмограммы (ФПГ) и дыхания. Регистрация сигналов производилась электроэнцефалографом-регистратором «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» модификации «Мини» [21]. Частота дискретизации составляла 250 Гц. Полоса пропускания составляла 0.016...70 Гц. Для регистрации сигнала дыхания использовался датчик рекурсии дыхания. Запись сигнала ЭКГ осуществлялась в I стандартном отведении.

1.2. Анализ экспериментальных данных. Экспериментальные сигналы каждой серии экспериментов делились на эпохи длительностью 5 минут. Каждая эпоха эксперимента анализировалась независимо. Из ЭКГ был выделен сигнал последовательности RR-интервалов. Затем последовательность RR-интервалов была линейно интерполирована и дискретизирована с частотой 5 Гц в соответствии с рекомендациями [22]. Для полученного с помощью описанной процедуры сигнала (RRi) на всех эпохах эксперимента был рассчитан спектр мощности в соответствии с рекомендациями [22]. В соответствии с методическими рекомендациями для каждого RRi оценивалось стандартное отклонение ($SDNN$) и суммарная спектральная мощность колебаний в так называемом низкочастотном 0.05...0.15 Гц (Low frequency, LF) и высокочастотном 0.15...0.50 Гц (High frequency, HF) частотном диапазоне (Total power, TP).

Из временных реализаций x и y с помощью идеального цифрового спектрального фильтра с полосой пропускания Δf выделили временные ряды $x_{\Delta f}$ и $y_{\Delta f}$, из которых с помощью преобразования Гильберта [23] выделялись мгновенные фазы $\phi_{x_{\Delta f}}$ и $\phi_{y_{\Delta f}}$ и вычислялась разность фаз $\Delta\phi = |\phi_{x_{\Delta f}} - \phi_{y_{\Delta f}}|$. По полученным разностям фаз диагностировали участки, на которых разность фаз колеблется около некоторого постоянного значения: $|\Delta\phi - \varepsilon| < \text{const}$, где ε — некоторая константа. Для поиска таких участков использовался алгоритм, основанный на линейной аппроксимации мгновенной разности фаз $\Delta\phi$ в скользящем окне шириной b . В случае если угловой коэффициент наклона аппроксимирующей прямой α_i удовлетворял условию $|\alpha_i| < k$, где k — пороговое значение коэффициента наклона, на интервале длительностью не менее l , такой интервал диагностировался как участок когерентного поведения.

Между колебаниями RRi и дыханием в TP-диапазоне таким образом рассчитывалась мера, учитывающая нелинейный характер динамики исследуемых систем — коэффициент удельной фазовой когерентности (SPC) [24], как суммарной длительности всех когерентных участков, отнесенная к длительности анализируемой временной реализации. Для расчета SPC были использованы значения параметров, выбранные в работе [24]: $b = 4$ с и $l = 4$ с, $k = 0.01$.

Между колебаниями RRi и ФПГ в LF-диапазоне, которые отражают активность взаимодействующих автоколебательных систем регуляции [25, 26], рассчитывался индекс суммарного процента фазовой синхронизации (S) [27] как сумма длин синхронных участков, отнесенная к длительности анализируемой временной реализации, выраженная в процентах. Для расчета S были использованы значения параметров, выбранные в работе [27]: $b = 13$ с и $l = 16$ с, $k = 0.01$.

Разные термины для индексов, рассчитываемых похожим способом в различных полосах частот, сознательно использовались для того, чтобы подчеркнуть различную биофизическую интерпретацию рассматриваемых процессов: результат взаимодействия процессов парасимпатической регуляции сердечного ритма и дыхания [28] в одном случае и фазовую синхронизацию взаимодействующих контуров симпатической регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления, связь которого с ФПГ отмечается в целом ряде работ, в частности [25, 26], в другом.

Для каждого из добровольцев в первой серии экспериментов были усреднены индексы, рассчитанные в эпохах В1, В2, В3, В4, В5, В6 и В7. Аналогичным образом в первой серии экспериментов были усреднены индексы, рассчитанные в эпохах R1, R2, R3, R4, R5, R6 и R7 для каждого из добровольцев. В шестой серии экспериментов были усреднены индексы, рассчитанные в эпохах М1, М2, М3, М4, М5, М6 и М7 для каждого из добровольцев.

Для каждого из добровольцев было исследовано распределение индексов на каждой из эпох медленного дыхания. Для этого индексы, рассчитанные в I–V сериях экспериментов, усреднялись отдельно для каждой из эпох: В1, В2, В3, В4, В5, В6 и В7.

Для оценки изменений индексов на эпохах медленного дыхания по сравнению с предыдущей эпохой отдыха для каждого добровольца была рассчитана разность индексов для каждой пары эпох. Далее разности индексов, полученные в I–V сериях экспериментов, усреднялись отдельно для каждой пары эпох: R1 и В1, R2 и В2, R3 и В3, R4 и В4, R5 и В5, R6 и В6, R7 и В7.

Для контроля статистической значимости межгрупповых различий оценок использовался Краскал–Уоллис тест [29] и U-тест Манна–Уитни [30]. Результаты считались статистически значимыми при $p < 0.05$.

2. Результаты

На рис. 2 представлены результаты сопоставления variability ритма сердца, характеристик кардиореспираторного взаимодействия и взаимодействия процессов автономной регуляции элементов сердечно-сосудистой системы (ССС), усредненных на эпохах отдыха первой серии эксперимента (рис. 2, R₁), эпохах сокращения мышц шестой серии эксперимента (рис. 2, M_{VI}) и эпохах медленного дыхания (рис. 2, В₁). Для всех индексов были выявлены статистически значимо более высокие значения на эпохах медленного дыхания (рис. 2, В₁) по сравнению с этапами ритмичного сокращения скелетных мышц и дыхания с комфортной частотой для каждого добровольца (рис. 2, этапы M_{VI} и R₁). Полученные результаты свидетельствуют о чувствительности ряда используемых индексов к физиологическим изменениям, вызванным тестами со стимулированным медленным дыханием. В то же время не было выявлено статистически значимых отличий

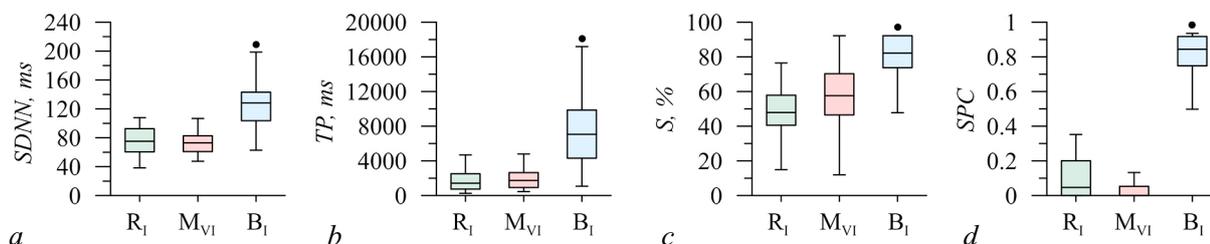


Рис. 2. Результаты сопоставления эпох отдыха, медленного сокращения мышц и медленного дыхания. Индексы: *a* – *SDNN*, *b* – *TP*, *c* – *S*, *d* – *SPC*. R₁ – индексы, усредненные для эпох R1–R7 для каждого из добровольцев в I серии экспериментов. M_{VI} – индексы, усредненные для эпох M1–M7 для каждого из добровольцев в VI серии экспериментов. В₁ – индексы, усредненные для эпох В1–В7 для каждого из добровольцев в I серии экспериментов. Нижняя, верхняя границы ящиков и черта внутри – первый, третий квартиль и медиана соответственно; усы отмечают минимальное и максимальное по выборке значения. Точкой отмечены статистически значимые различия ($p < 0.05$) (цвет онлайн)

Fig. 2. Results of the comparison of epochs of rest, slow muscle contraction, and slow breathing. Indices: *a* – *SDNN*, *b* – *TP*, *c* – *S*, *d* – *SPC*. R₁ – indices averaged for epochs R1–R7 for each of the volunteers in the I series of experiments. M_{VI} – indices averaged for epochs M1–M7 for each of the volunteers in the VI series of experiments. В₁ – indices averaged for epochs В1–В7 for each of the volunteers in the I series of experiments. The lower and upper boundaries of the boxes and the line inside represent the first, third quartiles, and the median, respectively; the whiskers indicate the minimum and maximum sample values. Statistically significant differences are marked with a dot ($p < 0.05$) (color online)

в значениях индексов между этапами дыхания с комфортной частотой и этапами сокращения скелетных мышц.

На рис. 3 представлено распределение индексов на каждой из эпох медленного дыхания для добровольца #1. Индексы $SDNN$, TP и S на нескольких эпохах медленного дыхания демонстрируют рост значений.

На рис. 4 представлено распределение относительного изменения индексов на эпохах медленного дыхания по сравнению с предыдущей эпохой отдыха для добровольца #1. Данные, представленные на рис. 4, дополняют результаты, показанные на рис. 3. Индексы ΔTP и ΔS демонстрируют значительный относительный рост значений на нескольких эпохах медленного дыхания.

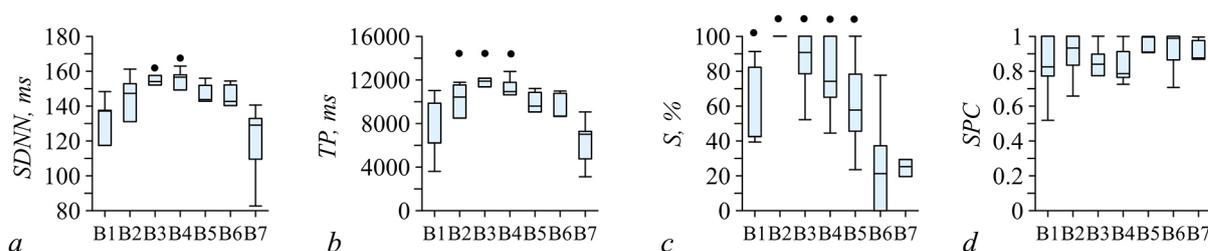


Рис. 3. Результаты сопоставления эпох медленного дыхания для добровольца #1. Усреднялись индексы: $a - SDNN$, $b - TP$, $c - S$, $d - SPC$. Индексы, рассчитанные в I-V сериях экспериментов, усреднялись отдельно для каждой из эпох: B1–B7. Нижняя, верхняя границы ящиков и черта внутри – первый, третий квартиль и медиана соответственно; усы отмечают минимальное и максимальное по выборке значения. Точкой отмечены статистически значимые различия данной эпохи эксперимента от других изображенных ($p < 0.05$)

Fig. 3. Results of the comparison of slow breathing epochs for volunteer #1. The indices were averaged: $a - SDNN$, $b - TP$, $c - S$, $d - SPC$. The indices calculated in the I-V series of experiments were averaged separately for each of the epochs: B1–B7. The lower and upper boundaries of the boxes and the line inside represent the first, third quartiles, and the median, respectively; the whiskers indicate the minimum and maximum sample values. The point indicates statistically significant differences of this experiment epoch from the other depicted ones ($p < 0.05$)

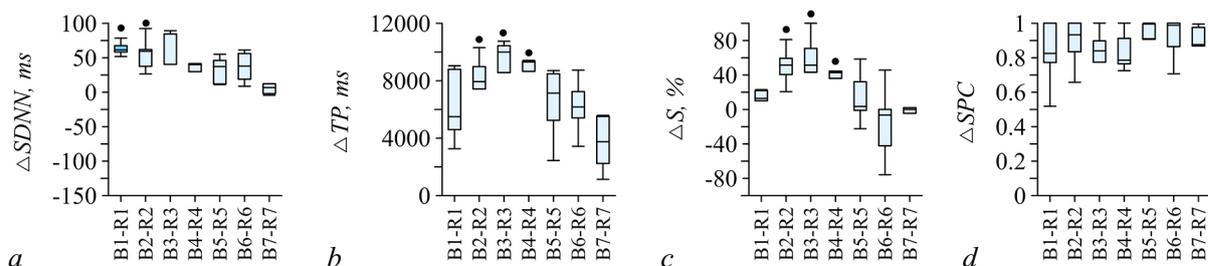


Рис. 4. Результаты сопоставления пар эпох медленного дыхания и предшествующего отдыха для добровольца #1. Усреднялись индексы: $a - \Delta SDNN$, $b - \Delta TP$, $c - \Delta S$, $d - \Delta SPC$. Разности индексов, рассчитанные в I-V сериях экспериментов усреднялись отдельно для каждой пары из эпох: R1 и B1, R2 и B2, R3 и B3, R4 и B4, R5 и B5, R6 и B6, R7 и B7. Нижняя, верхняя границы ящиков и черта внутри – первый, третий квартиль и медиана соответственно; усы отмечают минимальное и максимальное по выборке значения. Точкой отмечены статистически значимые различия данной эпохи от предыдущей эпохи отдыха ($p < 0.05$)

Fig. 4. Results of the comparison of pairs of slow breathing epochs and preceding rest for volunteer #1. The indices were averaged: $a - \Delta SDNN$, $b - \Delta TP$, $c - \Delta S$, $d - \Delta SPC$. The differences in indices calculated in the I-V series of experiments were averaged separately for each pair of epochs: R1 and B1, R2 and B2, R3 and B3, R4 and B4, R5 and B5, R6 and B6, R7 and B7. The lower and upper boundaries of the boxes and the line inside represent the first, third quartiles, and the median, respectively; the whiskers indicate the minimum and maximum sample values. The point indicates statistically significant differences of this epoch from the previous resting epoch ($p < 0.05$)

Тем не менее только индексы S и ΔS показывают статистически значимые различия между эпохами медленного дыхания ($p < 0.05$, по результатам теста Краскала–Уоллиса). Что может объясняться тем, что они, в отличие от других индексов, учитывают особенности нелинейной динамики исследуемых систем. Попарное сравнение эпох выявляет статистически значимые различия между эпохами медленного дыхания B2–B4, которые демонстрируют высокие значения индекса S и ΔS ($p < 0.05$, по результатам U-теста Манна–Уитни) по сравнению с эпохами B1, B5–B7.

Зависимости на рис. 3 и 4, приведенные для добровольца #1, являются типичными для всего экспериментального ансамбля. Таким образом, индекс S демонстрирует резонансный отклик на возбуждение элементов регуляции ССС на конкретных частотах.

Мы считаем, что изменения характера зависимости $\Delta SDNN$ на рис. 4 относительно $SDNN$ на рис. 3 обусловлено тем, что дыхание на эпохах B2 и B3 осуществляется вблизи собственной частоты, которая характерна и на соответствующих этапах отдыха R2 и R3.

3. Обсуждение

Механизмы влияния биологической обратной связи на органы и системы организма остаются открытым вопросом. Полученные нами результаты показывают, что медленное дыхание на частоте барорефлекторного резонанса вызывает увеличение амплитуды колебаний кардиоинтервалограммы (рис. 2, *a*), рост амплитуды колебаний процессов симпатической и парасимпатической регуляции ритма сердца (рис. 2, *b*), увеличение фазовой когерентности дыхания и кардиоинтервалограммы (рис. 2, *c*), увеличение синхронизации процессов автономной регуляции ритма сердца и среднего артериального давления (рис. 2, *d*).

Полученные нами результаты не подтверждают гипотезы, выдвинутые в работе [14], о возможности замены медленного дыхания на частоте барорефлекторного резонанса на ритмичное напряжение скелетных мышц (сокращения кистей и стоп в положении сидя) на частоте барорефлекторного резонанса. Выявлено, что эффекты, наблюдаемые в экспериментах с медленным дыханием, оказываются заметно более выраженными, чем в экспериментах с ритмичным напряжением скелетных мышц на соответствующей частоте (см. рис. 2). Полученные результаты свидетельствуют о невозможности однозначной замены дыхания на сокращение мышц на частоте барорефлекторного резонанса около 0.1 Гц, что предлагалось в известной работе [14].

В серии повторных экспериментов проведено исследование распределения рассчитанных индексов в зависимости от частоты медленного дыхания. В работе был выявлен резонансный отклик контуров симпатической и парасимпатической регуляции ритма сердца на возбуждающий сигнал медленного дыхания с разной частотой (см. рис. 3, рис. 4). Мы вводим понятие резонансного отклика для автоколебательной системы. Под резонансным откликом в данном контексте подразумевается увеличение амплитуды колебаний контура регуляции при совпадении его собственной частоты колебаний с частотой воздействующей силы. Для каждого из добровольцев был выявлен диапазон частот дыхания, демонстрирующий статистически значимое более выраженное увеличение фазовой синхронизации процессов автономной регуляции ритма сердца и среднего артериального давления (рис. 3, *c*). Причем эффект был выявлен при сопоставлении абсолютных и относительных значений рассчитанных индексов (см. рис. 4). Это свидетельствует о наблюдении резонансного отклика контуров симпатической и парасимпатической регуляции ритма сердца, возбуждаемого сигналом дыхания, и увеличении связи в процессе кардиореспираторного взаимодействия.

В данном исследовании между LF -колебаниями RR_i и ФПГ рассчитывался индекс S [27], который характеризует нелинейное взаимодействие симпатической регуляции ритма сердца и симпатической регуляции среднего артериального давления [25, 26]. Необходимо отметить,

что связь между ФПГ и средним АД является хорошо установленной. Существуют работы, в которых значения АД определяются на основе анализа сигнала ФПГ [31, 32]. Однако в нашем исследовании целью не было прямое измерение АД из ФПГ. Вместо этого мы сосредоточились на изучении взаимодействия между симпатической регуляцией ритма сердца и регуляцией среднего артериального давления через фазовую синхронизацию.

Значимость различий рассчитываемых индексов на сопоставляемых этапах и сериях экспериментов подтверждается статистическими тестами. Полученные результаты показывают чувствительность используемого индекса S к физиологическим изменениям, обусловленным биологической обратной связью, реализуемой с помощью стимулированного медленного дыхания на частоте барорефлекторного резонанса. Использование нелинейных методов способствовало более точному выявлению этих изменений и углублению понимания механизмов, определяющих физиологические процессы, связанные с биологической обратной связью.

Индекс SPC , в отличие от других индексов, не демонстрирует значимых отличий на различных частотах воздействующих стимулов (рис. 3, d и рис. 4, d). Мы считаем, что низкая чувствительность этого индекса обусловлена сильной связью процессов дыхания и процессов парасимпатической регуляции, которая неоднократно отмечалась в литературе [24, 33] и на фоне которой небольшие изменения значимо диагностировать не удалось.

В работе частота дыхания и сокращения мышц нарастала ступенчато и монотонно. Для повышения достоверности результатов целесообразно было бы сопоставить данные результаты с результатами исследований, в которых использовался бы другой закон изменения частоты воздействующих стимулов, например, случайное чередование фиксируемых на ступенях частот дыхания. Отсутствие такого сопоставления относится к ограничениям данного исследования и планируется в дальнейших исследованиях.

Заключение

В данной работе проведена оценка стандартного отклонения и суммарной спектральной мощности колебаний последовательности RR-интервалов в LF- и HF-частотных диапазонах, а также коэффициента фазовой когерентности между HF-колебаниями последовательности RR-интервалов и дыханием и суммарного процента фазовой синхронизации между LF-колебаниями последовательности RR-интервалов и ФПГ у здоровых испытуемых. Эксперименты осуществлялись с использованием биологической обратной связи. В качестве БОС применялось управляемое медленное дыхание на частоте барорефлекторного резонанса конкретных добровольцев. Также исследовалось ритмичное сокращение скелетных мышц с заданной частотой. Дополнительно анализировались данные на эпохах с комфортной для каждого испытуемого частотой и глубиной дыхания.

Результаты показали статистически значимо более высокие значения всех характеристик на этапах стимулированного медленного дыхания по сравнению с этапами ритмичного сокращения скелетных мышц и дыхания с комфортной частотой. Значимость различий всех индексов на этапах стимулированного медленного дыхания подтверждается статистическими тестами. Эти данные указывают на чувствительность используемых индексов к физиологическим изменениям, вызванным биологической обратной связью.

Эффекты, наблюдаемые в экспериментах с медленным дыханием, оказались значительно более выраженными. Полученные результаты свидетельствуют о невозможности однозначной замены дыхания на сокращение мышц на частоте барорефлекторного резонанса около 0.1 Гц. Применение нелинейных методов позволило более точно выявить эти различия и углубить понимание механизмов, лежащих в основе физиологических изменений, вызванных биологической обратной связью.

Список литературы

1. Безручко Б. П., Гуляев Ю. В., Кузнецов С. П., Селезнев Е. П. Новый тип критического поведения связанных систем при переходе к хаосу // Докл. АН СССР. 1986. Т. 287, № 3. С. 619–622.
2. Астахов В. В., Безручко Б. П., Гуляев Ю. В., Селезнев Е. П. Мультистабильные состояния диссипативно связанных фейгенбаумовских систем // Письма в ЖТФ. 1989. Т. 15, № 3. С. 60–65.
3. Гуляев Ю. В. Физические поля и излучения человека. Новые неинвазивные методы медицинской диагностики. М.: РВОФ «Знание» им. С.И. Вавилова, 2009. 28 с.
4. Гуляев Ю. В., Годик Э. Э. Физические поля биологических объектов // В кн.: Кибернетика живого: биология и информация. М.: Наука, 1984. С. 111–116.
5. Годик Э. Э., Гуляев Ю. В. Физические поля человека и животных // В мире науки. 1990. № 5. С. 75–83.
6. Gevirtz R. N., Lehrer P. M., Schwartz M. S. Cardiorespiratory biofeedback // In: Schwartz M. S., Andrasik F. (eds) Biofeedback: A Practitioner's Guide. NY: The Guilford Press, 2016. P. 196–213.
7. Корчин В. И., Кормилец А. Ю., Кормилец В. С., Еремеева О. В., Еремеев С. И. Обзор протоколов адаптивной биологической обратной связи по параметрам электроэнцефалограммы // Научный медицинский вестник Югры. 2017. № 3–4 (13–14). С. 36–44.
8. Hammond D. C. What is neurofeedback: An update // Journal of Neurotherapy. 2011. Vol. 15, no. 4. P. 305–336. DOI: 10.1080/10874208.2011.623090.
9. Мельникова М. С., Орлов А. Б. Психотерапевтический потенциал биологической обратной связи: эмпирическое исследование // Вопросы психологии. 2016. № 2. С. 91–97.
10. Галкин С. А., Симуткин Г. Г., Счастный Е. Д., Иванова С. А., Бохан Н. А. Обзор применения биологической обратной связи в терапии пациентов с депрессивными расстройствами // Современная терапия психических расстройств. 2020. № 3. С. 38–43.
11. Александров А. Ю., Уплисова К. О., Иванова В. Ю. Влияние параметров и характера биологической обратной связи на амплитуду физиологического тремора // Физиология человека. 2020. Т. 46, № 2. С. 22–29. DOI: 10.31857/S0131164620010038.
12. Shaffer F., Meehan Z. M. A practical guide to resonance frequency assessment for heart rate variability biofeedback // Front. Neurosci. 2020. Vol. 14. P. 570400. DOI: 10.3389/fnins.2020.570400.
13. Першина Л. Ю. Оценка зависимости вариабельности сердечного ритма от условий реализации сеанса биологической обратной связи // Научно-практические исследования. 2017. № 4 (4). С. 59–61.
14. Vaschillo E. G., Vaschillo B., Pandina R. J., Bates M. E. Resonances in the cardiovascular system caused by rhythmical muscle tension // Psychophysiology. 2011. Vol. 48, no. 7. P. 927–936. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2010.01156.x.
15. Lin G., Xiang Q., Fu X., Wang S., Wang S., Chen S., Shao L., Zhao Y., Wang T. Heart rate variability biofeedback decreases blood pressure in prehypertensive subjects by improving autonomic function and baroreflex // J. Altern. Complement. Med. 2012. Vol. 18, no. 2. P. 143–152. DOI: 10.1089/acm.2010.0607.
16. Steffen P. R., Austin T., DeBarros A., Brown T. The impact of resonance frequency breathing on measures of heart rate variability, blood pressure, and mood // Front. Public Health. 2017. Vol. 5. P. 222. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00222.
17. Безручко Б. П., Смирнов Д. А. Математическое моделирование и хаотические временные ряды. Саратов: ГосУНЦ «Колледж», 2005. 320 с.
18. Боровкова Е. И., Храмов А. Н., Дубинкина Е. С., Безручко Б. П., Гриднев В. И., Прохоров М. Д., Караваев А. С. Анализ биосигналов при когнитивной нагрузке и стрессе // В сб.: Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2023: Сборник статей Всероссийской школы-семинара. Саратов: Саратовский источник, 2023. С. 35–37.
19. Боровкова Е. И., Храмов А. Н., Караваев А. С., Пономаренко В. И., Прохоров М. Д. Синхро-

низация процессов автономного контроля кровообращения у людей отличается в состоянии бодрствования и в разных стадиях сна // В сб.: Сборник тезисов XXIV съезда физиологического общества им. И. П. Павлова. 11–15 сентября 2023 года, Санкт-Петербург, Россия. Санкт-Петербург: ВВМ, 2023. С. 556.

20. Киселев А. Р., Гриднев В. И., Караваев А. С., Посненкова О. М., Пономаренко В. И., Прохоров М. Д., Безручко Б. П., Шварц В. А. 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. Т. 6, № 2. С. 328–338.
21. Medicom MTD [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://medicom-mtd.com/htm/Products/eegr-main.html>.
22. Баевский Р. М., Иванов Г. Г., Чирейкин Л. В., Гаврилушкин А. П., Довгалецкий П. Я., Кукушкин Ю. А., Миронова Т. Ф., Прилуцкий Д. А., Семенов Ю. Н., Федоров В. Ф., Флейшман А. Н., Медведев М. М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (Часть 1) // Вестник аритмологии. 2002. № 24. С. 65–86.
23. Gabor D. Theory of communication // J. Inst. Electr. Eng. 1946. Vol. 93, no. 3. P. 429–441.
24. Ponomarenko V. I., Karavaev A. S., Borovkova E. I., Hramkov A. N., Kiselev A. R., Prokhorov M. D., Penzel T. Decrease of coherence between the respiration and parasympathetic control of the heart rate with aging // Chaos. 2021. Vol. 31, no. 7. P. 073105. DOI: 10.1063/5.0056624.
25. Nitzan M., Babchenko A., Khanokh B., Landau D. The variability of the photoplethysmographic signal: A potential method for the evaluation of the autonomic nervous system // Physiol. Meas. 1998. Vol. 19, no. 1. P. 93–102. DOI: 10.1088/0967-3334/19/1/008.
26. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiol. Meas. 2007. Vol. 28, no. 3. P. R1–R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
27. Безручко Б. П., Гриднев В. И., Караваев А. С., Киселев А. Р., Пономаренко В. И., Прохоров М. Д., Рубан Е. И. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека // Известия вузов. ПНД. 2009. Т. 17, № 6. С. 44–56. DOI: 10.18500/0869-6632-2009-17-6-44-56.
28. Флейшман А. Н. Медленные колебания кардиоритма и феномены нелинейной динамики: классификация фазовых портретов, показателей энергетики, спектрального и детрентного анализа // В сб.: Медленные колебательные процессы в организме человека. Теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики, хаоса и фракталов в физиологии и медицине. Материалы 3-го Всероссийского симпозиума. 21–25 мая 2001 г. Новокузнецк, 2001. С. 49–61.
29. Kruskal W. H., Wallis W. A. Use of ranks in one-criterion variance analysis // J. Am. Stat. Assoc. 1952. Vol. 47. P. 583–621. DOI: 10.2307/2280779.
30. Mann H. B., Whitney D. R. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other // Ann. Math. Stat. 1947. Vol. 18, no. 1. P. 50–60. DOI: 10.1214/aoms/1177730491.
31. Тарасов А. А. Использование фотоплетизмограммы для автоматического неинвазивного измерения артериального давления // Врач-аспирант. 2006. Т. 12, № 3. С. 241–245.
32. Гогиберидзе Н. А., Сагирова Ж. Н., Кузнецова Н. О., Гогниева Д. Г., Чомахидзе П. Ш., Сатнер Х., Копылов Ф. Ю. Сравнение безманжетного измерения артериального давления с помощью монитора электрокардиограммы с функцией фотоплетизмографии с измерением по методу Короткова: пилотное исследование // Сеченовский вестник. 2021. Т. 12, № 1. С. 39–49. DOI: 10.47093/2218-7332.2021.12.1.39-49.
33. Bartsch R. P., Liu K. K., Ma Q. D., Ivanov P. C. Three independent forms of cardio-respiratory coupling: Transitions across sleep stages // Comput. Cardiol. 2014. Vol. 41. P. 781–784.

References

1. Bezruchko BP, Gulyaev YV, Kuznetsov SP, Seleznev EP. New type of critical behavior of coupled systems at the transitions to chaos. Sov. Phys. Doklady. 1986;287(3):619–622 (in Russian).

Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваев А. С., Пономаренко В. И.,
Мяжков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П.
Известия вузов. ПНД, 2026, т. 34, № 1

2. Astakhov VV, Bezruchko BP, Gulyaev YV, Seleznev EP. Multistable states of dissipatively coupled Feigenbaum systems. *Tech. Phys. Lett.* 1989;15(3):60–65 (in Russian).
3. Gulyaev YV. *Physical Fields and Radiation of a Human. New Non-Invasive Methods of Medical Diagnostics.* M.: Znanie; 2009. 28 p. (in Russian).
4. Gulyaev YV, Godik EE. Physical fields of biological objects. In: *Cybernetics of the Living: Biology and Information.* M.: Nauka; 1984. P. 111–116.
5. Godik EE, Gulyaev YV. Physical fields of humans and animals. In *the World of Science.* 1990;(5):75–83.
6. Gevirtz RN, Lehrer PM, Schwartz MS. Cardiorespiratory biofeedback // In: Schwartz MS, Andrasik F, editors. *Biofeedback: A Practitioner's Guide.* NY: The Guilford Press; 2016. P. 196–213.
7. Korchin VI, Kormilets AYu, Kormilets VS, Yremeeva OV, Yremeev SI. Review of adaptive biological feedback protocols based on electroencephalogram parameters. *Scientific Medical Bulletin of Yugra.* 2017;(3–4(13–14)):36–44 (in Russian).
8. Hammond DC. What is neurofeedback: An update. *Journal of Neurotherapy.* 2011;15(4):305–336. DOI: 10.1080/10874208.2011.623090.
9. Melnikova MS, Orlov AB. Psychotherapeutic potential of biological feedback: an empirical study. *Questions of Psychology.* 2016;(2):91–97.
10. Galkin SA, Simutkin GG, Schastny ED, Ivanova SA, Bokhan NA. Review of the application of biological feedback in the therapy of patients with depressive disorders. *Modern Therapy of Mental Disorders.* 2020;(3):38–43.
11. Alexandrov AYu, Uplisova KO, Ivanova VYu. Biofeedback specialization effect on physiological tremor amplitude dynamics. *Hum. Physiol.* 2020;46:127–133. DOI: 10.1134/S036211972001003X.
12. Shaffer F, Meehan ZM. A practical guide to resonance frequency assessment for heart rate variability biofeedback. *Front. Neurosci.* 2020;14:570400. DOI: 10.3389/fnins.2020.570400.
13. Pershina LYu. Assessment of the dependence of heart rate variability on the conditions of the biological feedback session implementation. *Scientific and Practical Research.* 2017;(4(4)):59–61.
14. Vaschillo EG, Vaschillo B, Pandina RJ, Bates ME. Resonances in the cardiovascular system caused by rhythmical muscle tension. *Psychophysiology.* 2011;48:927–936. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2010.01156.x.
15. Lin G, Xiang Q, Fu X, Wang S, Wang S, Chen S, Shao L, Zhao Y, Wang T. Heart rate variability biofeedback decreases blood pressure in prehypertensive subjects by improving autonomic function and baroreflex. *J. Altern. Complement. Med.* 2012;18(2):143–152. DOI: 10.1089/acm.2010.0607.
16. Steffen PR, Austin T, DeBarros A, Brown T. The impact of resonance frequency breathing on measures of heart rate variability, blood pressure, and mood. *Front. Public Health.* 2017;5:222. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00222.
17. Bezruchko BP, Smirnov DA. *Mathematical Modeling and Chaotic Time Series.* Saratov: College; 2005. 320 p.
18. Borovkova EI, Hramkov AN, Dubinkina ES, Bezruchko BP, Gridnev VI, Prokhorov MD, Karavaev AS. Analysis of biosignals under cognitive load and stress. In: *Methods of Computer Diagnostics in Biology and Medicine - 2023. Proceedings of the All-Russian School-Seminar.* Saratov; 2023. P. 35–37.
19. Borovkova EI, Hramkov AN, Karavaev AS, Ponomarenko VI, Prokhorov MD. Synchronization of autonomic control processes of circulation in humans differs in the state of wakefulness and in different stages of sleep. In: *Proceedings of the XXIV Congress of the Physiological Society named after I.P. Pavlov.* St. Petersburg; 2023. P. 556.
20. Kiselev AR, Gridnev VI, Karavaev AS, Posnenkova OM, Ponomarenko VI, Prokhorov MD, Bezruchko BP, Shvarts VA. Assessment of five-year risk of fatal outcome and development of cardiovascular events in patients with acute myocardial infarction based on synchronization of 0.1 Hz rhythms in the cardiovascular system. *Saratov Scientific Medical Journal.* 2010;6(2):328–338.

21. Medicom MTD [Electronic resource]. Available from: <http://medicom-mtd.com/htm/Products/eegr-main.html>.
22. Baevskiy RM, Ivanov GG, Chireikin LV, Gavrilushkin AP, Dovgalevskiy PY, Kukushkin YA, Mironova TF, Prilutskiy DA, Semenov YN, Fedorov VF, Fleishman AN, Medvedev MM. Analysis of heart rate variability using various electrocardiographic systems (methodological recommendations). *Vestnik Arrhythmology*. 2001;(24):65–86.
23. Gabor D. Theory of communication. *J. Inst. Electr. Eng.* 1946;93(3):429–441.
24. Ponomarenko VI, Karavaev AS, Borovkova EI, Hramkov AN, Kiselev AR, Prokhorov MD, Penzel T. Decrease of coherence between the respiration and parasympathetic control of the heart rate with aging. *Chaos*. 2021;31(7):073105. DOI: 10.1063/5.0056624.
25. Nitzan M, Babchenko A, Khanokh B, Landau D. The variability of the photoplethysmographic signal: A potential method for the evaluation of the autonomic nervous system. *Physiol. Meas.* 1998;19(1):93–102. DOI: 10.1088/0967-3334/19/1/008.
26. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas.* 2007;28(3):R1–R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
27. Bezruchko BP, Gridnev VI, Karavaev AS, Kiselev AR, Ponomarenko VI, Prokhorov MD, Ruban EI. Technique of investigation of synchronization between oscillatory processes with the frequency of 0.1 hz in the human cardiovascular system. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2009;17(6):44–56 (in Russian). DOI: 10.18500/0869-6632-2009-17-6-44-56.
28. Fleishman AN. Slow oscillations of cardiac rhythm and phenomena of nonlinear dynamics: classification of phase portraits, energy indicators, spectral and detrended analysis. In: *Slow Oscillatory Processes in the Human Body. Theoretical and Applied Aspects of Nonlinear Dynamics, Chaos, and Fractals in Physiology and Medicine. Proceedings of the 3rd All-Russian Symposium*. 21–25 May, 2001. Novokuznetsk; 2001. P. 49–61.
29. Kruskal WH, Wallis WA. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *J. Am. Stat. Assoc.* 1952;47:583–621. DOI: 10.2307/2280779.
30. Mann HB, Whitney DR. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. *Ann. Math. Stat.* 1947;18(1):50–60. DOI: 10.1214/aoms/1177730491.
31. Tarasov AA. The use of photoplethysmograms for automatic noninvasive blood pressure measurement. *Postgraduate Doctor*. 2006;12(3):241–245.
32. Gogiberidze NA, Sagirova ZN, Kuznetsova NO, Gognieva DG, Chomakhidze PS, Saner H, Kopylov FY. Comparison of non-cuff blood pressure measurement using an electrocardiogram monitor with photoplethysmography function with measurements by Korotkov’s method: a pilot study. *Sechenov Medical Journal*. 2021;12(1):39–49. DOI: 10.47093/2218-7332.2021.12.1.39-49.
33. Bartsch RP, Liu KK, Ma QD, Ivanov PC. Three independent forms of cardio-respiratory coupling: Transitions across sleep stages. *Comput Cardiol*. 2014;41:781–784.



Боровкова Екатерина Игоревна — родилась в Энгельсе (1989). Окончила факультет нано- и биомедицинских технологий Саратовского государственного университета по направлению «Биомедицинская инженерия» (2004). Кандидат физико-математических наук (2018, СГУ). С 2010 года работает на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии Саратовского государственного университета, с 2019 — в должности доцента. Научные интересы: методы обработки и анализа сигналов сложных систем, разработка программного обеспечения для персональных компьютеров, нейрофизиологические исследования. Имеет более 100 научных публикаций, включая учебные пособия, свидетельства о регистрации ПО.

Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83
 Саратовский национальный исследовательский
 государственный университет имени Н. Г. Чернышевского
 E-mail: rubanei@mail.ru
 ORCID: 0000-0002-9621-039X
 AuthorID (eLibrary.Ru): 682183

*Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваяев А. С., Пономаренко В. И.,
 Мяжков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П.*
 Известия вузов. ПНД, 2026, т. 34, № 1



Дубинкина Елизавета Сергеевна — родилась в Энгельсе (2002). Студентка 5 курса специалитета факультета фундаментальной медицины и медицинских технологий Саратовского государственного университета по направлению «Медицинская биофизика». Получила дополнительное образование по профилю «Специалист по анализу медицинских данных» на цифровой кафедре ПИГМУ им. И. М. Сеченова (2024). С 2020 года работает на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии Саратовского государственного университета в должности лаборанта-исследователя. Научные интересы: постановка и проведение биомедицинских экспериментов, статистическая обработка данных, анализ временных рядов. Автор 30 научных публикаций.

Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83
Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н. Г. Чернышевского
E-mail: kometa.ed@gmail.com
ORCID: 0000-0002-4636-3937
AuthorID (eLibrary.Ru): 1204137



Караваяев Анатолий Сергеевич — родился в Саратове (1981). Окончил факультет нелинейных процессов Саратовского государственного университета (2004). Доктор физико-математических наук (2019, СГТУ), доцент (2018). Заведующий кафедрой динамического моделирования и биомедицинской инженерии Саратовского государственного университета, старший научный сотрудник лаборатории нелинейной динамики Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН. Член редколлегий научных журналов (WoS, Scopus, BAK), имеет дипломы, грамоты победителя Всероссийских научных конкурсов, благодарственные и почетные грамоты за успехи в научной и педагогической деятельности. Научные интересы: радиофизические устройства регистрации и анализа сигналов биологических объектов, разработка программного обеспечения для персональных компьютеров и цифровых сигнальных процессоров. Имеет около 300 научных публикаций, включая учебные пособия, свидетельства о регистрации ПО.

Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83
Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н. Г. Чернышевского
Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: karavaevas@gmail.com
ORCID: 0000-0003-4678-3648
AuthorID (eLibrary.Ru): 128455



Пономаренко Владимир Иванович — родился в Саратове (1960). Окончил Саратовский государственный университет (1982). Доктор физико-математических наук (2008). Ведущий научный сотрудник Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН, профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии Саратовского государственного университета. Область научных интересов — статистическая радиофизика, анализ временных рядов, нелинейная динамика и ее приложения. Автор более 130 научных публикаций, включая учебные пособия, свидетельства о регистрации ПО.

Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: ponomarenkovi@gmail.com
ORCID: 0000-0002-1579-6465
AuthorID (eLibrary.Ru): 39986



Мяжков Иван Андреевич — родился в Саратове (2006). Студент 2 курса бакалавриата Института физики Саратовского государственного университета по направлению «Биотехнические системы и технологии». С 2024 года работает на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии Саратовского государственного университета в должности лаборанта и лаборантом учебной лаборатории беспилотных систем Саратовского государственного университета. Научные интересы: нейросети, машинное обучение, создание биомедицинских приборов. Победитель кубка России по программированию БПЛА «Парма-Бас» (2025). Кандидат в мастера спорта по спортивному программированию.

Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83
Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Чернышевского Н. Г.
E-mail: miagkovia@gmail.com
ORCID: 0009-0001-9549-5426



Прохоров Михаил Дмитриевич — родился в Саратове (1968). Окончил Саратовский государственный университет (1992). Доктор физико-математических наук (2008). Заведующий лабораторией моделирования в нелинейной динамике Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН. Область научных интересов: нелинейная динамика и ее приложения, математическое моделирование, анализ временных рядов. Имеет более 200 научных публикаций.

Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: mdprokhorov@yandex.ru
ORCID: 0000-0003-4069-9410
AuthorID (eLibrary.Ru): 39985



Безручко Борис Петрович — родился в 1946 году. Окончил физический факультет Саратовского государственного университета (СГУ, 1969). Доктор физико-математических наук (СГУ, 1994). Профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии факультета нано- и биомедицинских технологий СГУ, ведущий научный сотрудник лаборатории моделирования в нелинейной динамике в Саратовском филиале Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН. Действительный член Международной Академии наук высшей школы (МАНВШ). Область научных интересов: радиофизика и электроника, нелинейная динамика, моделирование по временным рядам с приложением к задачам физиологии и медицинской диагностики, физический эксперимент. Опубликовал более 100 статей в научных журналах и 2 монографии (в соавторстве).

Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83
Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Чернышевского Н. Г.
Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: bezruchkobp@gmail.com
ORCID: 0000-0002-6691-8653
AuthorID (eLibrary.Ru): 484

*Боровкова Е. И., Дубинкина Е. С., Караваев А. С., Пономаренко В. И.,
Мяжков И. А., Прохоров М. Д., Безручко Б. П.*
Известия вузов. ПНД, 2026, т. 34, № 1