14

Определение времени задержки ритмической деятельности, связанной с нервной, дыхательной и сердечно-сосудистой системами

© О.Е. Дик,[1] А.Л. Глазов[2]

[1] Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН,
199034 Санкт-Петербург, Россия
[2] Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе РАН,
194021 Санкт-Петербург, Россия
e-mail: dickviola@gmail.com, glazov.holo@mail.ioffe.ru

Поступило в Редакцию 24 августа 2024 г.
В окончательной редакции 25 сентября 2024 г.
Принято к публикации 25 сентября 2024 г.

Поставлена задача определения времени задержки во взаимодействии попарных сигналов, связанных с дыхательной, сердечно-сосудистой и нервной системами с помощью метода моделирования фазовой динамики слабосвязанных и слабозашумленных периодических процессов. Выявлены различия во временах запаздывания влияния дыхательного ритма на вариабельность артериального давления и влияния вариабельности артериального давления на вариабельность интервалов нейрональной активности продолговатого мозга крыс.

Ключевые слова: физиологические ритмы, однонаправленность связи, время задержки.

DOI: 10.61011/JTF.2024.11.59111.255-24

Введение

Анализ взаимоотношений в сигналах, генерируемых слабовзаимодействующими системами, предполагает выяснение не только направленности связи между этими системами [1–6], но и выявление запаздывания связи и оценку времени задержки во влиянии одной системы на другую [4,7], поскольку это связано с определением механизма функционирования взаимодействующих систем. Задача выявления запаздывающих связей во взаимодействующих системах используется в различных областях науки, например, для оценки времени распространения возмущения в эталонных хаотических осцилляторах [8–10], в климатических системах при анализе связей между крупномасштабными климатическими процессами [3,11], для анализа связей в физиологических системах [5,6,12].

В работах [5,6,13] с помощью метода, основанного на моделировании фазовой динамики взаимодействующих систем, определены времена задержки взаимодействия между 0.1 Hz ритмами вегетативной регуляции сердечного ритма и вариабельности кровенаполнения артериальных сосудов. В этих работах выявлено увеличение времени задержки влияния вариабельности кровенаполнения артериальных сосудов на вариабельность сердечного ритма по сравнению со временем задержки влияния в противоположном направлении для здоровых испытуемых.

Актуальность оценки времени задержки в направлении связи обусловлена еще и тем, что даже при обнаружении двунаправленного воздействия важно определить скорость влияния одной системы на другую [5–7]. В работе [7] было установлено, что, несмотря на двустороннюю связь между подкорковыми колебаниями и треморными колебаниями руки больного паркинсонизмом, большая длительность задержки влияния колебаний мозга на колебания руки указывает на более сложный механизм влияния мозга на конечности по сравнению с обратным эффектом.

Особенности взаимодействия колебательных систем являются чувствительными маркерами при патологии систем, поэтому анализ связей между системами считается перспективным для создания диагностических методов [14,15]. В работе [15] указывается, что развитие данного направления исследований может привести к разработке диагностических методов, позволяющих выявить изменения в особенностях взаимодействия систем, обусловленных патологическими или специфическими факторами. В работе [16] установлено, что анестезия подавляет значительное влияние регуляции сердечного ритма на регуляцию сосудистого тонуса (однонаправленную связь между вариабельностью сердечного ритма и вариабельностью кровенаполнения артериальных сосудов), при этом общая анестезия делает это в большей степени, чем спинальная анестезия. Авторы указывают, что подавление связи между контролем частоты сердечных сокращений и контролем сосудистого тонуса могут иметь значение для оценки недостаточности кровообращения во время операции.

Целью настоящей работы является определение времени задержки взаимодействия временных рядов, выделенных из биологических ритмов, связанных с нервной, дыхательной и сердечно-сосудистой системами в виде вариабельности интервалов активности нейронов,

вариабельности артериального давления и колебаний дыхательного ритма во время болевого воздействия.

В качестве анализируемых временных рядов использованы флуктуации дыхательного ритма (RES), кривые вариабельности артериального давления (BPV) и вариабельности нейрональной активности (NAV) продолговатого мозга крыс, полученные в работах [17–19] до и во время болевого воздействия, представляющего собой механическое растяжение толстой кишки с помощью резинового баллона. В работе [18] эти данные были использованы для выявления фазовой синхронизации между попарными временными рядами, а в работах [17,19] эти данные применены для определения направленности связей между анализируемыми рядами и выяснения изменения этих направленностей во время болевого воздействия.

1. Метод

Определение времени задержки во влиянии одной системы на другую основано на применении модели фазовой динамики, определяющей приращения мгновенных фаз $\varphi_X(t)$ и $\varphi_Y(t)$ на временном интервале τ с учетом времен запаздывания $\Delta_{X\to Y}$ и $\Delta_{Y\to X}$ [4]:

$$\varphi_X(t+\tau)-\varphi_X(t)=F_X(\varphi_X(t),\ \varphi_Y(t-\Delta_{Y\to X}), a_X)+\varepsilon_X(t),$$

$$\varphi_Y(t+\tau)-\varphi_Y(t)=F_Y(\varphi_Y(t),\ \varphi_X(t-\Delta_{X\to Y}), a_Y)+\varepsilon_Y(t), \tag{1}$$

где $\varepsilon_X(t)$ и $\varepsilon_Y(t)$ — гауссовы шумы с нулевым средним.

В настоящей работе мгновенные фазы $\varphi_X(t)$ и $\varphi_Y(t)$ оценивались с помощью вейвлетного преобразования с вейвлетной функцией Морле [20].

Функции

$$F_X(\varphi_X(t),\ \varphi_Y(t-\Delta_{Y\to X}), a_X)$$

и

$$F_Y(\varphi_Y(t),\ \varphi_X(t-\Delta_{X\to Y}), a_Y)$$

были заданы полиномами вида [21]:

$$F_j(\varphi_X, \varphi_Y, a_j)=\sum_k a_{j,k}\exp(i(m_k\varphi_X+n_k\varphi_Y), \quad j=X, Y. \tag{2}$$

В соответствии с работами [21,22] в качестве τ мы использовали значения, равные меньшему из характерных периодов колебаний анализируемых сигналов $X(t)$ и $Y(t)$, и значения $m_k=3$, $n_k=3$.

Для нахождения коэффициентов a_X и a_Y мы находили минимумы следующих функций:

$$S_X^2(\Delta_{X\to Y})=\frac{1}{N-\tau}\sum_{i=1}^{N-\tau}\Big((\varphi_X(t_i+\tau)-\varphi_X(t_i))$$
$$-F_X(\varphi_X(t_i), \varphi_Y(t_i-\Delta_{X\to Y}), a_X)\Big)^2,$$

$$S_Y^2(\Delta_{Y\to X})=\frac{1}{N-\tau}\sum_{i=1}^{N-\tau}\Big((\varphi_Y(t_i+\tau)-\varphi_Y(t_i))$$
$$-F_Y(\varphi_Y(t_i), \varphi_X(t_i-\Delta_{Y\to X}), a_Y)\Big)^2. \tag{3}$$

На основании найденных функций

$$F_X(\varphi_X(t_i), \varphi_Y(t_i-\Delta_{X\to Y}), a_X),$$

$$F_Y(\varphi_Y(t_i), \varphi_X(t_i-\Delta_{Y\to X}), a_Y)$$

вычислялись коэффициенты k_X^2 и k_Y^2, определяющие значения силы влияния системы Y на систему X для различных значений $\Delta_{Y\to X}$, и силы влияния системы X на систему Y для различных значений $\Delta_{X\to Y}$ [4]:

$$k_X^2=\frac{1}{2\pi^2}\int_0^{2\pi}\int_0^{2\pi}\left(\frac{\partial F_X(\varphi_X(t), \varphi_Y(t+\Delta_{Y\to X}), a_X)}{\partial\varphi_Y}\right)^2 d\varphi_X d\varphi_Y,$$

$$k_Y^2=\frac{1}{2\pi^2}\int_0^{2\pi}\int_0^{2\pi}\left(\frac{\partial F_Y(\varphi_Y(t), \varphi_X(t+\Delta_{X\to Y}), a_Y)}{\partial\varphi_X}\right)^2 d\varphi_X d\varphi_Y. \tag{4}$$

Для определения статистической значимости оценки коэффициентов $\gamma_X(\Delta_{Y\to X})=\overline{k_X^2}$ и $\gamma_Y(\Delta_{X\to Y})=\overline{k_Y^2}$ мы использовали уравнения (5)–(7), предложенные в работе [22]:

$$\gamma_j=\overline{k_j^2}=\sum_k n_k^2 a_{j,k}^2-\sum_k n_k^2\sigma_{j,k}^2, \quad j=X, Y, \tag{5}$$

где

$$\sigma_{j,k}^2=\frac{2\sigma_{\varepsilon j}^2}{N}\Big[1+2\sum_{i=1}^{\tau/\Delta t-1}(1-i\Delta t/\tau)\cos\Big((m_k a_{1,k}$$
$$+n_k a_{2,k})i\Delta t/\tau\Big)\exp\Big(-(m_k^2\sigma_{\varepsilon 1}^2+n_k^2\sigma_{\varepsilon 2}^2)i\Delta t/2\tau\Big)\Big].$$

Оценки дисперсии шума $\sigma_{\varepsilon j}^2$ вычислялись следующим образом:

$$\sigma_{\varepsilon j}^2=\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}\Big[\Big(\varphi_j(t_i+\tau)\Big)-\varphi_j(t_i)$$
$$-\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\Big(\varphi_j(t_i+\tau)-\varphi_j(t_i)\Big)\Big]. \tag{6}$$

В качестве критерия статистической значимости влияния $k\to j$ принималось условие $\gamma_j(\Delta_{k\to j})-1.6\sigma_j(\Delta_{k\to j})>0$, для которого оценки дисперсии $\sigma_j(\Delta_{k\to j})$ значений $\gamma_j(\Delta_{k\to j})$, $j=X, Y$, $k=Y, X$ определялись по формуле

$$\sigma_j^2(\Delta_{k\to j})=\sum_k n_k^4\sigma_{j,k}^4. \tag{7}$$

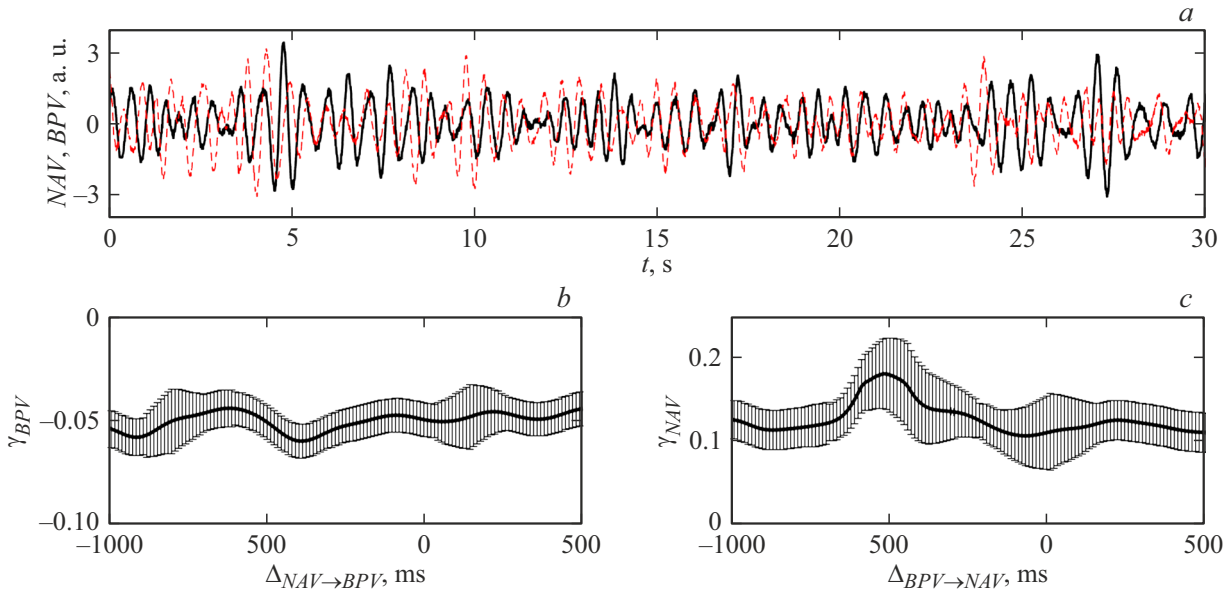

Рис. 1. Оценка времен задержки влияния вариабельности интервалов нейрональной активности (NAV) на вариабельность интервалов артериального давления (BPV) и, наоборот, влияния вариабельности интервалов артериального давления на вариабельность интервалов нейрональной активности: *a* — фрагменты временных рядов NAV (черная сплошная кривая) и BPV (красная штрихпунктирная кривая); *b* — кривая зависимости силы воздействия $\gamma_{BPV}(\Delta_{NAV\to BPV})$ вариабельности интервалов нейрональной активности (NAV) на вариабельность интервалов артериального давления (BPV) от времени запаздывания $\Delta_{NAV\to BPV}$ со стороны BPV; *c* — кривая зависимости силы воздействия $\gamma_{NAV}(\Delta_{BPV\to NAV})$ вариабельности интервалов артериального давления (BPV) на вариабельность интервалов нейрональной активности (NAV) от времени запаздывания $\Delta_{BPV\to NAV}$ со стороны NAV.

Этот критерий соответствует доверительному 95% интервалу. При выполнении условия $\gamma_j(\Delta_{k\to j}) - 1.6\sigma_j(\Delta_{k\to j}) > 0$ делается вывод о статистической значимости влияния $k \to j$ с вероятностью ошибки не более 0.05 [22].

На основании вычисленных оценок были построены кривые зависимости силы влияния системы Y на систему X от времени задержки, $\gamma_X(\Delta_{Y\to X})$ и зависимости силы влияния системы X на систему Y от времени задержки, $\gamma_Y(\Delta_{X\to Y})$ для нескольких пробных времен задержки τ. Наличие положительного максимума на графике зависимости $\gamma_X(\Delta_{Y\to X})$ указывает на задержку в воздействии системы Y на систему X, а местоположение этого максимума дает оценку временной задержки $\Delta_{Y\to X}$ [7,23]. Наличие положительного максимума на графике зависимости $\gamma_Y(\Delta_{X\to Y})$ указывает на задержку в воздействии системы X на систему Y, а местоположение этого максимума дает оценку временной задержки $\Delta_{X\to Y}$ [7,23].

2. Результаты

На рис. 1 представлен пример оценки времен задержки влияния вариабельности интервалов нейрональной активности (NAV) на вариабельность интервалов артериального давления (BPV) и, наоборот, влияния BPV на NAV. 30-секундные фрагменты временных рядов NAV и BPV изображены на рис. 1, *a* черной сплошной кривой и красной штрихпунктирной кривой соответственно. Эти нормализованные временные ряды являются последовательностями, полученными при узкополосной фильтрации в диапазоне от 1.5 до 2 Hz, т. е. вблизи частоты, имеющей отношение к характерному периоду колебаний артериального давления $T \sim 1/f_{BPV} = 0.53$ s с целью выявления временной задержки в связи между этими колебаниями в обоих временных рядах.

Кривая зависимости силы воздействия $\gamma_{BPV}(\Delta_{NAV\to BPV})$ NAV на BPV от времени запаздывания $\Delta_{NAV\to BPV}$ со стороны BPV (рис. 1, *b*) построена при изменении пробных времен задержек. Аналогично на рис. 1, с показана кривая зависимости силы воздействия $\gamma_{NAV}(\Delta_{BPV\to NAV})$ BPV на NAV от времени запаздывания $\Delta_{BPV\to NAV}$ со стороны NAV. Пробное время задержки меняется в диапазоне от 0 до трех характерных периодов анализируемого временного ряда BPV ($= 3T$, $T = 0.53\,\text{s} = 530\,\text{ms}$). Вертикальные линии на рис. 1, *b* и *c* соответствуют доверительным интервалам с 95% уровнем значимости.

Оценка влияния NAV на BPV на графике зависимости вместе с 95% доверительным интервалом имеет отрицательные значения (рис. 1, *b*). Это свидетельствует о том, что в данном примере отсутствует статистическая значимость оценки времени задержки влияния вариабельности нейрональной активности на вариабельность артериального давления.

В отличие от этого, оценка влияния BPV на NAV имеет положительные значения вместе с 95% доверительным интервалом (рис. 1, *c*). Это указывает на статистическую значимость полученной оценки времени задержки

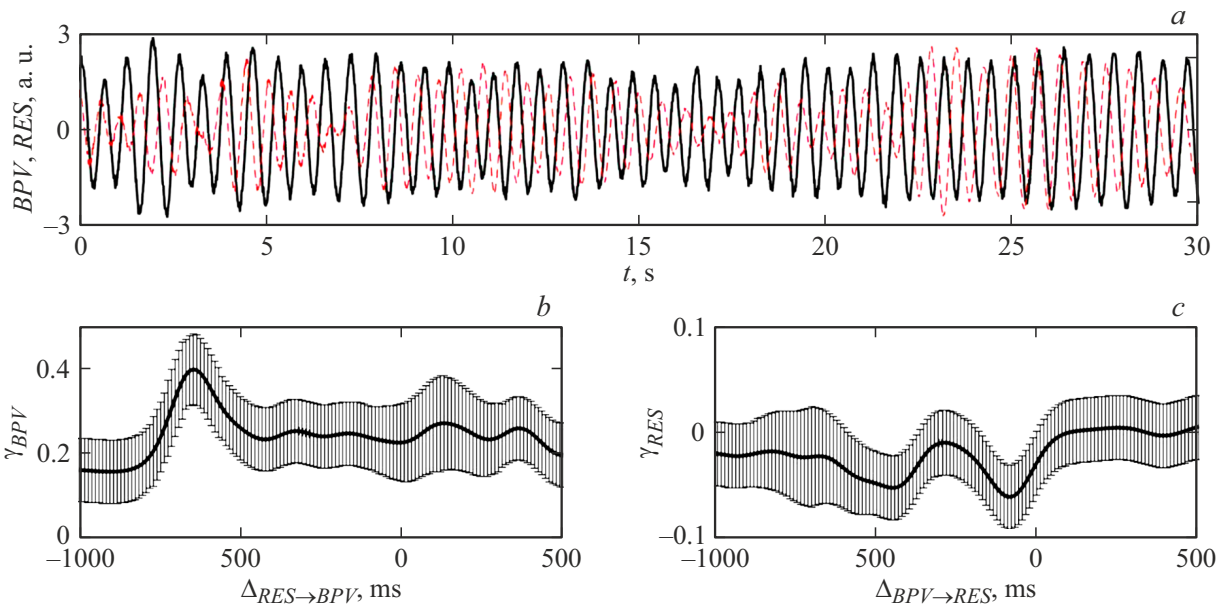

Рис. 2. Оценка времен задержки влияния колебаний дыхательного ритма (RES) на вариабельность артериального давления (BPV) и, наоборот, влияния вариабельности артериального давления на ритм дыхания: *a* — фрагменты временных рядов RES (черная сплошная кривая) и BPV (красная штрихпунктирная кривая); *b* — кривая зависимости силы воздействия $\gamma_{BPV}(\Delta_{RES\to BPV})$ дыхательного ритма (RES) на вариабельность артериального давления (BPV) от времени запаздывания $\Delta_{RES\to BPV}$ со стороны BPV; *c* — кривая зависимости силы воздействия $\gamma_{RES}(\Delta_{BPV\to RES})$ вариабельности артериального давления (BPV) на дыхательный ритм (RES) от времени запаздывания $\Delta_{BPV\to RES}$ со стороны RES.

влияния временного ряда BPV на временной ряд NAV с 95% уровнем значимости. Величина этой задержки определяется интервалом времени, соответствующем максимальному значению зависимости силы воздействия $\gamma_{NAV}(\Delta_{BPV\to NAV})$, и эта величина равна 532 ms (рис. 1, *c*).

Пример оценки времен задержки влияния колебаний дыхательного ритма (RES) на BPV и, наоборот, влияния BPV на ритм дыхания показан на рис. 2. 30-секундные фрагменты временных рядов RES и BPV изображены на рис. 2, *a* черной сплошной кривой и красной штрихпунктирной кривой соответственно.

При анализе времени задержки влияния анализируемого временного ряда RES на временной ряд BPV и, наоборот, выявляется наличие положительных максимумов в зависимости $\gamma_{BPV}(\Delta_{RES\to BPV})$ (рис. 2, *b*) и отсутствие положительных максимумов в зависимости $\gamma_{RES}(\Delta_{BPV\to RES})$ (рис. 2, *c*).

Представленные на графике зависимости $\gamma_{BPV}(\Delta_{RES\to BPV})$ значения свидетельствуют о статистической значимости полученной оценки времени задержки влияния дыхательной системы на сердечно-сосудистую систему с 95% уровнем значимости. Величина этой задержки равна 641 ms (рис. 2, *b*), т. е. находится в пределах характерного периода колебаний анализируемого временного ряда BPV $T \sim 1/f_{BPV} = 662$ ms.

В отличие от этого оценка влияния данного временного ряда BPV на временной ряд RES указывает на отсутствие статистической значимости в оценке времени запаздывания во влиянии сердечно-сосудистой системы на дыхательную систему в данном примере.

В настоящей работе проанализированы 17 однонаправленно связанных временных рядов BPV и RES с преобладающим влиянием дыхательного ритма на вариабельность артериального давления и 13 однонаправленно связанных временных рядов BPV и NAV с преобладающим влиянием вариабельности артериального давления на вариабельность нейрональной активности, определенных в работах [17,19].

В таблице представлены данные, показывающие количество временных рядов, для которых получена статистическая значимость однонаправленного влияния $BPV \to NAV$ и $RES \to BPV$ с вероятностью ошибки не более 0.05 до и во время болевого воздействия. Однонаправленное влияние, связанное с положительными значениями $\gamma_{NAV}(\Delta_{BPV\to NAV})$ и с отрицательными значениями $\gamma_{BPV}(\Delta_{NAV\to BPV})$, обнаружено в 9 временных рядах BPV и NAV до болевого воздействия и в 7 временных рядах во время болевого воздействия. Однонаправленное влияние, связанное с положительными значениями $\gamma_{BPV}(\Delta_{RES\to BPV})$ и с отрицательными значениями $\gamma_{RES}(\Delta_{BPV\to RES})$, выявлено в 15 временных рядах BPV и RES до болевого воздействия и в 12 временных рядах во время болевого воздействия.

Усредненное время задержки влияния вариабельности артериального давления на вариабельность нейрональной активности, полученное в результате анализа зависимости силы влияния $\gamma_{NAV}(\Delta_{BPV\to NAV})$ от време-

Временные ряды, для которых получена статистическая значимость однонаправленного влияния $BPV \to NAV$ и $RES \to BPV$ и усредненные временные задержки. Усреднение проведено по числу статистически значимых значений, полученных с 95%-ным уровнем значимости

	Количество временных рядов	
Однонаправленное влияние	До болевого воздействия	Во время болевого воздействия
$\gamma_{BPV}(\Delta_{NAV\to BPV}) < 0$	9/13	7/13
$\gamma_{NAV}(\Delta_{BPV\to NAV}) > 0$	9/13	7/13
$\gamma_{BPV}(\Delta_{RES\to BPV}) > 0$	15/17	12/17
$\gamma_{RES}(\Delta_{BPV\to RES}) < 0$	15/17	12/17
Временная задержка		
$\Delta_{BPV\to NAV}$	571 ± 73 ms	595 ± 81 ms
$\Delta_{RES\to BPV}$	633 ± 92 ms	667 ± 99 ms

ни задержки $\Delta_{BPV\to NAV}$, составило 571 ± 73 ms до и 595 ± 81 ms во время болевого воздействия. Полученные времена задержки примерно соответствуют одному характерному периоду колебаний вариабельности артериального давления, полученному с помощью узкополосной фильтрации вблизи частоты дыхательного ритма.

Усредненное время задержки влияния дыхательного ритма на вариабельность артериального давления составило 633 ± 92 ms до и 667 ± 99 ms во время болевого воздействия.

Заключение

На основании моделирования фазовой динамики и оценки статистической значимости определены времена задержки во взаимодействии временных рядов, извлеченных из биологических ритмов, связанных с нервной, дыхательной и сердечно-сосудистой системами в виде вариабельности нейрональной активности, артериального давления и ритма дыхания.

Выявлено, что среднее время запаздывания влияния дыхательного ритма на вариабельность артериального давления превышает время запаздывания влияния вариабельности артериального давления на вариабельность интервалов нейрональной активности до и во время болевого воздействия. Колоректальное растяжение приводит к увеличению запаздывания средних времен запаздывания обоих вариантов влияния.

Увеличение длительности задержки влияния со стороны дыхательной системы при выявлении ее влияния на сердечно-сосудистую систему и влияния со стороны сердечно-сосудистой системы на нервную систему во время болевого воздействия может быть связано с усложнением механизмов функционирования взаимодействующих систем при колоректальном растяжении.

Соблюдение этических стандартов

Все применимые международные, национальные и/или институциональные принципы ухода и использования животных были соблюдены.

Финансирование работы

Исследование поддержано государственным финансированием, выделенным Институту физиологии им. И.П. Павлова РАН (№ 1021062411784-3-3.1.8) и Физико-техническому институту им. А.Ф. Иоффе РАН (FFUG-2024-0021).

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] B. Goswami, N. Marwan, G. Feulner, J. Kurths. Eur. Phys. J. Spec. Top., **222**, 861 (2013). DOI: 10.1140/epjst/e2013-01889-8

[2] A.D. Koloskova, O.I. Moskalenko. Tech. Phys. Lett., **43**, 499 (2017). DOI: 10.1134/S1063785017050200

[3] I.I. Mokhov, D.A. Smirnov, P.I. Nakonechny, S.S. Kozlenko, E.P. Seleznev, J. Kurths. Geophys. Res. Lett., **38**, L00F04 (2011). DOI: 10.1029/2010GL045932

[4] L. Cimponeriu, M. Rosenblum, A. Pikovsky. Phys. Rev. E, **70**, 046213 (2004). DOI: 10.1103/PhysRevE.70.046213

[5] V.S. Khorev, A.S. Karavaev, E.E. Lapsheva, T.A. Galushko, M.D. Prokhorov, A.R. Kiselev. The Open Hyper. J., **9**, 16 (2017). DOI: 10.2174/1876526201709010016

[6] В.С. Хорев, Ю.М. Ишбулатов, Е.Е. Лапшева, А.Р. Киселев, В.И. Гриднев, Б.П. Безручко, А.А. Бутенко, В.И. Пономаренко, А.С. Караваев. Информационно-управляющие системы, **1**, 42 (2018). DOI: 10.15217/issn1684-8853.2018.1.42

[7] D.A. Smirnov, U.B. Barnikol, T.T. Barnikol, B.P. Bezruchko, C. Hauptmann, C. Bührle, M. Maarouf, V. Sturm, H.-J. Freund, P.A. Tass. Europhys. Lett., **83**, 20003 (2008). DOI: 10.1209/0295-5075/83/20003

[8] Е.В. Сидак, Д.А. Смирнов, Б.П. Безручко. Письма в ЖТФ, **40**, 104 (2014).

[9] В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров, В.С. Хорев. Письма в ЖТФ, **39**, 32 (2013).

[10] Е.В. Сидак, Д.А. Смирнов, Г.В. Осипов, Б.П. Безручко. Письма в ЖТФ, **42**, 20 (2016).

[11] И.И. Мохов, Д.А. Смирнов. Известия РАН. Физика атмосферы и океана, **44**, 283 (2008).

[12] P. Tass, D. Smirnov, A. Karavaev, U. Barnikol, T. Barnikol, I. Adamchic, C. Hauptmann, N. Pawelcyzk, M. Maarouf,V. Sturm, H.-J. Freund, B. Bezruchko. J. Neural Engineer., **7**, 016009-1 (2010). DOI: 10.1088/1741-2560/7/1/016009

[13] В.С. Хорев, Д.Д. Кульминский, С.А. Миронов. Бюллетень мед. Интернет-конференций, **4**, 958 (2014).

[14] A.R. Kiselev, V.I. Gridnev, M.D. Prokhorov, A.S. Karavaev, O.M. Posnenkova, V.I. Ponomarenko, B.P. Bezruchko, V.A. Shvartz. Annals Noninvasive Electrocardiology, **17**, 204 (2012). DOI: 10.1111/j.1542-474X.2012.00514.x

[15] В.С. Хорев, А.Р. Киселев, В.А. Шварц, Е.Е. Лапшева, В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров, В.И. Гриднев, А.С. Караваев. Известия Сарат. ун-та. Новая серия. Серия Физика, **16**, 227 (2016).
[16] E.V. Navrotskaya, V.V. Alipov, Y.M. Ishbulatov, Y.M. Bezruchko, E.E. Zeulina, A.V. Kuligin, D.V. Sadchikov. Russ. Open Medical J., **8**, e0305 (2019). DOI: 10.15275/rusomj.2019.0305
[17] O.E. Dick, A.L. Glazov. Chaos, Solitons and Fractals, **173**, 113768-1 (2023). DOI: 10.1016/j.chaos.2023.113768
[18] О.Е. Дик, А.Л. Глазов. ЖТФ, **93** (6), 840 (2023). DOI: 10.21883/JTF.2023.06.55611.40-23.
[19] О.Е. Дик, А.Л. Глазов. ЖТФ, **93** (10), 1520 (2023). DOI: 10.61011/JTF.2023.10.56291.144-23
[20] D. Iatsenko, P.V.E. McClintock, A. Stefanovska. Signal Processing, **125**, 290 (2016). DOI: 10.1016/j.sigpro.2016.01.024
[21] M.G. Rosenblum, A.S. Pikovsky. Phys. Rev. E, **64**, 045202-1 (2001). DOI: 10.1103/PhysRevE.64.045202
[22] D.A. Smirnov, B.P. Bezruchko. Phys. Rev. E, **68**, 046209-1 (2003). DOI: 10.1103/PhysRevE.68.046209
[23] I.I. Mokhov, D.A. Smirnov. Geophys. Research Lett., **33**, L03708 (2006). DOI: 10.1029/2005GL024557