

Выявление особенностей реакции на стрессовое воздействие (тилт-тест) с помощью рекуррентного анализа у пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями

А. О. Сельский^{1,2,3}✉, М. Ю. Новиков³, Е. Н. Егоров^{1,2}, А. Е. Руннова^{1,2,3}, А. Р. Киселев³

¹Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, Россия

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени
Н. Г. Чернышевского, Россия

³Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины, Россия
E-mail: ✉selskii@o@gmail.com

Поступила в редакцию 20.04.2026, принята к публикации 07.07.2026,
опубликована онлайн 07.07.2026

Аннотация. Цель настоящего исследования — изучить отличие в реакции пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями на стресс-ситуацию пассивной ортостатической пробы от реакции контрольной группы. Рассмотреть возможность такой пробы в качестве ранней диагностики и способа уточнения диагноза. **Методы.** В данной работе для анализа реакции пациентов на стрессовую ситуацию используется расчет рекуррентных показателей. Будут сравниваться показатели до поворота и после в тилт-тесте, а также рассчитываться совместные рекуррентные показатели между этими двумя состояниями для каждого пациента. **Результаты.** Показано, что сравнение рекуррентных показателей до и после поворота в тилт-тесте в зависимости от рассматриваемого временного интервала позволяет выделить явные различия между пациентами с различными сердечно-сосудистыми заболеваниями и контрольную группу. **Заключение.** Нелинейная обработка комплекса физиологических сигналов пациентов в горизонтальном и вертикализированном состояниях позволяет различить наборы рекуррентных и совместных рекуррентных показателей в группах пациентов, страдающих артериальной гипертензией и ишемической болезнью сердца, и практически здоровых добровольцев. Анализ показал особенности реакции пациентов разных групп на прохождение тилт-теста, что может быть в дальнейшем использовано для раннего выявления патологий сердечно-сосудистой системы и уточнения диагностических механизмов.

Ключевые слова: рекуррентный анализ, нелинейная динамика, сердечно-сосудистые заболевания, пассивная ортостатическая проба, физиологические сигналы

Благодарности. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда No 25-44-10019, <https://rscf.ru/project/25-44-10019/>

Для цитирования: Сельский А. О., Новиков М. Ю., Егоров Е. Н., Руннова А. Е., Киселев А. Р. Выявление особенностей реакции на стрессовое воздействие (тилт-тест) с помощью рекуррентного анализа у пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями // Известия вузов. ПНД. 2026. DOI: 10.18500/0869-6632-003226. EDN: EJVGHТ

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

Identification of characteristics of the response to stress (tilt test) using recurrent analysis in patients with cardiovascular diseases

A. O. Selskiy^{1,2,3}✉, M. Yu. Novikov³, E. N. Egorov^{1,2}, A. E. Runnova^{1,2,3}, A. R. Kiselev³

¹Saratov State Medical University, Russia

²Saratov National Research State University, Russia

³National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine, Russia

E-mail: ✉selskii@gmail.com

Received 20.04.2026, accepted 07.07.2026, available online 07.07.2026

Abstract. The purpose of this study is to examine the differences in the response of patients with cardiovascular disease to the passive tilt test stress situation compared to the control group. To explore the potential of this test as an early diagnostic tool and a method for confirming the diagnosis. *Methods.* In this study, recurrence indices are calculated to analyze patients' responses to stress. Pre- and post-tilt test indices will be compared, and joint recurrence indices between these two conditions will be calculated for each patient. *Results.* It has been shown that comparing recurrence indices before and after tilt test rotation, depending on the time interval under consideration, allows for the identification of clear differences between patients with various cardiovascular diseases and the control group. *Conclusion.* Nonlinear processing of a complex of physiological signals from patients in horizontal and vertical positions allows us to distinguish between sets of recurrent and joint recurrent parameters in groups of patients suffering from arterial hypertension and coronary heart disease, and apparently healthy volunteers. The analysis revealed differences in the response of patients in different groups to tilt testing, which can be used in the future for the early detection of cardiovascular pathologies and the refinement of diagnostic mechanisms.

Keywords: recurrent analysis, nonlinear dynamics, cardiovascular disease, passive orthostatic test, physiological signals

Acknowledgements. This study was supported by grant No 25-44-10019 from the Russian Science Foundation, <https://rscf.ru/project/25-44-10019/>

For citation: Selskii A. O., Novikov M. Yu., Egorov E. N., Runnova A. E., Kiselev A. R.. Identification of characteristics of the response to stress (tilt test) using recurrent analysis in patients with cardiovascular diseases. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2026. DOI: 10.18500/0869-6632-003226

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

Введение

Согласно данным Всемирной организации здравоохранения, сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) на протяжении последних десятилетий удерживают первенство среди случаев естественной смерти, ежегодно унося, по разным оценкам, около 17,9 миллиона жизней, что составляет более 30% всех смертей в мире [1–3]. Такая статистика позволяет говорить о пандемии сердечно-сосудистых патологий, которая в равной степени затрагивает как развитые, так и развивающиеся страны.

Современный образ жизни характеризуется комплексом негативных факторов, оказывающих прямое и опосредованное влияние на функциональное состояние сердечно-сосудистой системы. Нездоровое питание [4], перенасыщенное трансжирами, солью и простыми углеводами [5], является триггером развития ожирения, атерогенной дислипидемии и артериальной гипертензии [6]. Кроме того, хронический стресс, сопровождающийся повышенной активацией симпатoadреналовой системы, приводит к истощению адаптационных резервов организма, лабильности артериального давления и тахикардии [7]. Гиподинамия, ставшая

нормой для значительной части населения в эпоху цифровизации, снижает тонус сосудов и ухудшает микроциркуляцию [8]. Кроме того, нерегулярный сон и смещение циркадного ритма (социальный джетлаг) нарушают физиологические колебания гормонов и вегетативной регуляции, что коррелирует с риском развития ишемической болезни сердца и внезапной сердечной смерти [9]. Таким образом, совокупность перечисленных факторов формирует устойчивый фон, способствующий как раннему появлению сердечно-сосудистых заболеваний, так и их быстрому развитию в серьезные патологические проявления.

В этих условиях особую актуальность приобретают фундаментальные исследования патофизиологических механизмов, лежащих в основе перехода от здоровья к болезни, а также разработка методов ранней оценки рисков, позволяющих выявить уязвимые категории лиц еще до появления клинических симптомов [10]. Одним из ключевых направлений таких исследований является изучение реакций организма на стрессовые факторы. Стресс, как неспецифическая реакция организма на воздействие различных факторов, в условиях современного мира из краткосрочного адаптационного механизма превратился в перманентное состояние для многих людей [11].

В рамках данной статьи на базе рекуррентного анализа изучаются изменения функционального состояния при моделировании стрессового воздействия на основе пассивной ортостатической пробы. Понимание сдвигов в нейрогуморальных и гемодинамических ответах на стресс при ССЗ представляет собой важную научную задачу, позволяющую не только углубить знания о патогенезе, сопутствующем ССЗ, но и определить потенциальные мишени для профилактических вмешательств и коррекции терапии.

Для перехода организма в стрессовое состояние и изучения адаптационных реакций сердечно-сосудистой системы в рамках данной работы используется длительная пассивная ортостатическая проба, выполняемая с помощью тилт-стола [12]. Данная процедура исторически применяется в клинической физиологии и кардиологии для диагностики необъяснимых обмороков (синкопе), вегетативных нарушений и оценки ортостатической толерантности [13]. Физиологический принцип метода заключается в создании дозированной гравитационной нагрузки: с помощью специального поворотного тилт-стола, где пациент пассивно переводится из горизонтального положения в вертикальное (обычно под углом $60 - 80^\circ$), что исключает активное участие мускулатуры ног в поддержании позы.

В качестве контрольной группы в исследовании участвовали добровольцы без выявленных сердечно-сосудистых заболеваний ($N = 17$, возраст $28,65 \pm 9,53$ лет). Пациенты с сердечно-сосудистыми заболеваниями состояли из подгрупп с артериальной гипертензией (АГ) ($N = 18$, возраст $47,44 \pm 15,49$ лет) и ишемической болезнью сердца (ИБС) ($N = 18$, возраст $55,9 \pm 8,04$ лет). Данные заболевания являются связанными, так как повышенное давление при АГ приводит к повреждению сосудов, ускоряет атеросклероз, вызывая ИБС [14]. При этом развитие ИБС в несколько раз повышает риск развития более серьезных осложнений, таких как инфаркт миокарда [15].

На всем протяжении эксперимента велась запись физиологического состояния пациента с помощью непрерывной записи электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и электрокардиограммы (ЭКГ). Эксперимент делится на две стадии. Сначала в течение 15 минут ведется запись электрофизиологической активности в горизонтальном положении на вращающемся столе. После этого, без предварительного предупреждения или сигнала, стол поворачивается на 45° , после чего ведется еще 15 минут записи в вертикализированном положении. Угол поворота стола намеренно сделан небольшим, как, например, в [16], чтобы исключить вероятность возникновения обморока. В рамках подобного снижения угла подъема хотя полноценная диагностика синкопальных состояний не достигается, удаётся полноценно исследовать активность сердечно-сосудистой системы даже у пациентов с АГ и ИБС при

падающем стрессовом воздействии. Схема эксперимента приведена на рисунке 1.

Регистрация ЭЭГ осуществлялась с использованием стандартной международной схемы размещения электродов “10 – 20” с задействованием 19 отведений (Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1, O2) относительно референтных ушных электродов; синхронно записывались электроокулограмма (ЭОГ) и I отведение ЭКГ. Частота дискретизации всех сигналов составляла 250 Гц. Все сигналы ЭЭГ и ЭКГ перед началом их цифровой обработки проходили стадии предобработки, включая фильтрацию на базе разложения на основные эмпирические моды для удаления искусственных шумов и мышечных артефактов [17]. Записи фронтальных каналов ЭЭГ фильтровались от глазодвигательных артефактов с использованием ЭОГ [18].

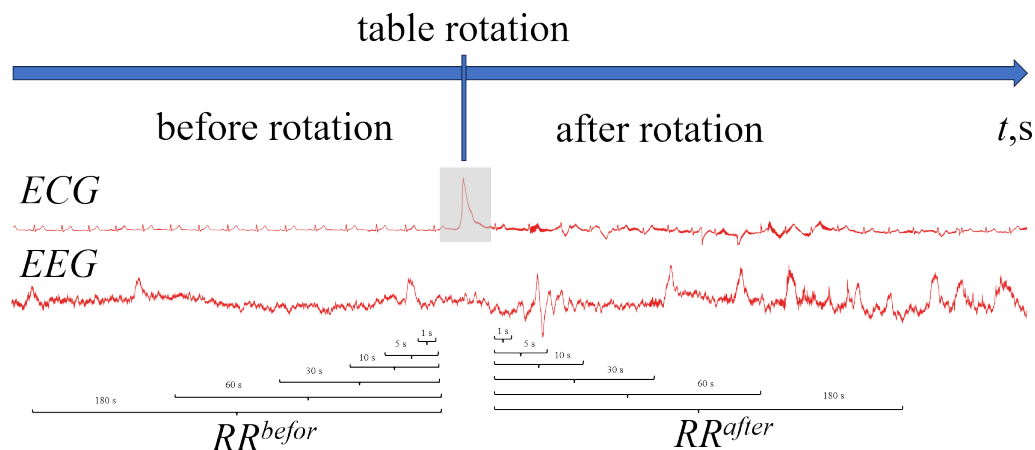


Рис. 1. Схема эксперимента и расчета рекуррентных показателей.

Fig. 1. Scheme of the experiment and calculation of recurrent indicators

1. Методика

Записи активности сердечно-сосудистой системы и головного мозга в горизонтальном состоянии до поворота и вертикализированном состоянии после тилт - поворота были обработаны на базе рекуррентного анализа (РА). РА – один из самых простых и универсальных методов для анализа сложных сигналов различной природы, широко используемый при решении фундаментальных и прикладных задач по исследованию биомедицинских сигналов [19–21]. Данный метод позволяет, в частности, выявлять похожие структуры в сигналах различной природы и на различных колебательных масштабах, например, в сигналах ЭЭГ и ЭКГ [22, 23]. Метод РА хорошо подходит для использования как при анализе стационарных сигналов, так и для хаотических или зашумленных сигналов [24]. РА применяется при решении таких задач обработки биомедицинских данных, как анализ активности мозга у пациентов с посттравматическим расстройством [25], с болезнью Паркинсона [26], пациентов после ортодонтической коррекции [27] и пр. Наличие различных модификаций базового РА и подходов к расчету сопутствующих метрик делает применение данного метода универсальным и обеспечивает достаточную спецификацию к наблюдаемым многомасштабным особенностям сигналов.

Математическая реализация рекуррентного анализа является весьма простой и начи-

нается с построения рекуррентной матрицы, каждый элемент которой определяется как:

$$RP_{i,j} = \Theta(\varepsilon - |x_i - x_j|), i, j \in 1, \dots, N \quad (1)$$

где ε – окрестность рассматриваемого значения временного ряда, определяемая эмпирически, x_i и x_j – элементы ряда данных с соответствующими временами i и j , N – количество элементов ряда, Θ – функция Хевисайда, дающая в результате 0 для отрицательного аргумента и 1 для неотрицательного.

Исходя из формулы 1 каждый временной ряд сигнала может быть описан через рекуррентную матрицу, состоящую из нулей и единиц. Каждый ненулевой элемент, имеющий номер i, j или j, i соответствует случаю, когда расстояние между элементами x_i и x_j меньше ε , или же, другими словами, элемент x_j находится в заданной ε -окрестности элемента x_i . Рассчитанная рекуррентная матрица может быть представлена в виде рекуррентной диаграммы [23] путем окрашивания всех точек с моментами времени, совпадающими с номерами ненулевых элементов в матрице, а также исключения из анализа главной диагонали, элементы которой всегда тождественны единице.

Важнейшим параметром при использовании РА является величина ε -окрестности, требующая при выборе особое внимание. Если ε -окрестность будет слишком мала, то набор единиц в рекуррентной матрице будет представляться скудным или выродится до отсутствия, что не позволит получить информацию о динамике анализируемого временного ряда и соответствующей живой системы, порождающей данный сигнал. В то же время, если величина ε -окрестности будет слишком велика, то большинство точек временной реализации будет входить в окрестность каждой из рассматриваемых точек, что приведет к перенасыщению рекуррентной матрицы и её переполнению единичными значениями, что вновь приводит к малой информативности о динамике анализируемого сигнала из-за большого количества артефактов. Таким образом, адекватный выбор величины ε -окрестности для живых систем является сложным вопросом, требующим предварительной оценки как колебательных масштабов, так и влияния шумовых компонент и артефактов, вносящих существенные искажения в структуру рекуррентной диаграммы.

В литературе уже предложены различные эмпирические методы выбора величины ε -окрестности, в зависимости от типа изучаемой системы. В частности, ε -окрестность может выбираться в зависимости от максимального диаметра фазового пространства, плотности точек в рекуррентной диаграмме, а также от соотношения сигнал-шум [24, 28]. Универсальных объективных критериев, которые бы позволяли в произвольном случае выбирать величину ε -окрестности для изучаемой системы любой природы, до сих пор не разработано, в следствие чего выбор метода определения ε часто меняется для каждой отдельной системы. В представленном исследовании при работе с записями ЭЭГ и ЭКГ значение параметра ε выбиралось единым для всех исследуемых сигналов ($\varepsilon = 0.02$ для ЭЭГ и $\varepsilon = 0.15$ для ЭКГ). Расчёт величины ε -окрестности производился эмпирическим образом, исходя из необходимости сохранения плотности точек на рекуррентной диаграмме на уровне $\approx 1\%$ (в соответствии с [23]).

Хорошо известно, что визуальный и графический анализ рекуррентных матриц и диаграмм не всегда оправдан, что требует использования различных численных метрик. В частности, в качестве основной метрики рекуррентного анализа зачастую используется рекуррентный показатель, представляющий собой сумму всех ненулевых элементов в рекуррентной матрице, следующего вида:

$$RR = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N RP_{i,j} \quad (2)$$

Данный параметр компактно отражает, насколько часто в рассматриваемом временном ряду происходит возврат траектории к своим значениям, демонстрируя регулярность динамики, возможное наличие повторяющихся паттернов (в вырожденном случае регулярного сигнала – его период). Расчёт рекуррентного показателя 2 позволяет оценить размах изменений динамических показателей активности сердечно-сосудистой системы и головного мозга для каждого пациента при пассивной ортостатической пробе, т.е. при повороте тилт-стола.

Для проведения относительного сравнения результатов групповых оценок характеристик рекуррентного анализа ЭЭГ и ЭКГ сигналов пациентов, был предложен расчёт относительного изменения рекуррентных показателей:

$$RRR = \frac{RR^{after}}{RR^{before}} \quad (3)$$

Анализ 3 позволяет одновременно (1) провести оценку влияния пассивной вертикализации, т.е. изменение положения пациента, на рекуррентные показатели, (2) автоматически выполнить нормировку рекуррентного показателя на собственный порядок. Последнее особенно важно, так как каждый индивидуальный рекуррентный показатель может быть выше или ниже из-за трудно объяснимых, условно случайных особенностей пациента. Выполняемая в выражении 3 нормировка позволяет нивелировать индивидуальные особенности и сосредоточиться лишь на изменении динамики, вызываемом ортостатической моделью стрессовой ситуации.

Наряду с величиной ε -окрестности важным параметром при расчете рекуррентных показателей является длина исследуемого ряда N . В ходе настоящего исследования важно было определить изменения рекуррентного показателя при повороте тилт-стола, использовались интервалы до и после поворота различной длины от 1 до 180 секунд.

Совместный анализ двух сигналов выполнялся на основе расчета совместных рекуррентных показателей. Для сигналов $x(t)$ и $y(t)$, значения которых известны в одни и те же моменты времени t_i , где $i = 1, \dots, N$, совместный рекуррентный показатель можно найти по формуле:

$$JRR = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \Theta(\varepsilon - |x_i - x_j|) \cdot \Theta(\varepsilon - |y_i - y_j|) \quad (4)$$

Для роста значения совместного рекуррентного показателя необходимо, чтобы были близки (в пределах ε -окрестности) пары значений сигнала $(x(t_i), x(t_j))$ и $(y(t_i), y(t_j))$. При этом значения сигналов $x(t_i)$ и $y(t_i)$ могут сильно отличаться между собой, что идеально для сопоставления динамики таких нелинейных сложных сигналов, как ЭЭГ и ЭКГ.

В качестве сигнала $x(t_i)$ будет использоваться сигнал до поворота стола (который ранее использовался для расчета RR^{before} , а в качестве сигнала $y(t_i)$ сигнал после поворота (который ранее использовался для расчета RR^{after} . При этом всегда берется одинаковый по времени и количеству отсчетов интервал для обоих сигналов, чтобы совпадало количество отсчетов. Таким образом, рассчитанный показатель JRR , также как и RRR , демонстрирует степень схожести сигналов до и после поворота стола, но в отличие от RRR совместный рекуррентный показатель учитывает не только относительное число повторов в сигнале, но и изменение формы сигнала в стрессовом состоянии.

Статистический анализ проводился с использованием STATISTICA 13.3 (США, TIBCO). Описательная статистика была представлена как среднее значение, медиана и стандартное отклонение. Для группового сравнения использовался критерий Манна-Уитни для независимых выборок. Статистически значимые результаты рассматривались при p_1 – значе-

нии $< 0,05$, что с учетом поправки Бонферрони при анализе трёх групп данных приводит к граничному значению p – значение $< 0,0167$.

2. Результаты

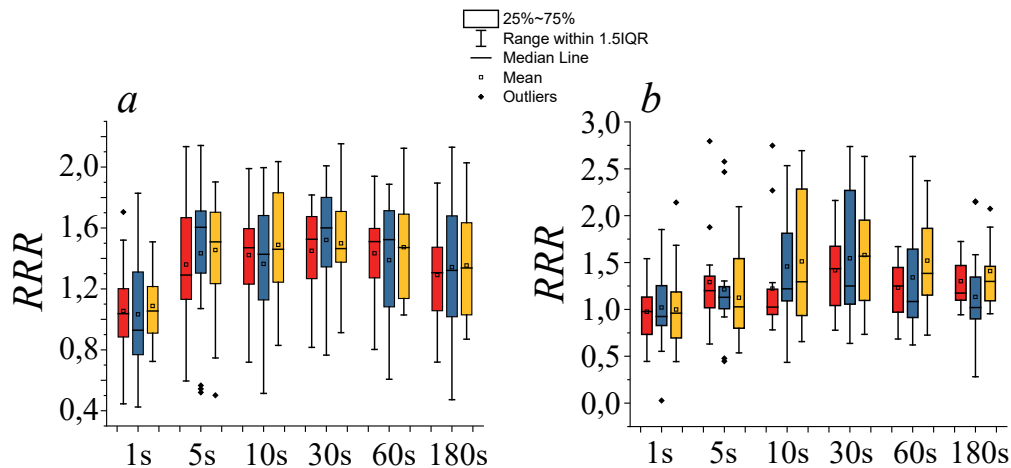


Рис. 2. Диаграммы размаха отношения рекуррентных показателей RRR по сигналу ЭЭГ (*a*) и сигналу ЭКГ (*b*) до и после поворота стола для трех групп (красный – контрольная, синий – группа пациентов с АГ, желтый группа пациентов с ИБС) построенные по шести временным интервалам.

Fig. 2. The diagrams of the range of the ratio of recurrent indices RRR for the EEG signal (*a*) and the ECG signal (*b*) before and after turning the table for three groups (red – control, blue – group of patients with hypertension, yellow – group of patients with coronary heart disease) constructed for six time intervals.

2.1. Оценка относительного изменения рекуррентных показателей при пассивной ортостатической вертикализации На рисунке 2 показаны диаграммы размаха относительного изменения рекуррентных показателей, рассчитанного в трёх группах пациентов для шести различных длин реализации. Панели *a* и *b* показывают отношение 3, усредненное по всем 19 каналам записей ЭЭГ и рассчитанное для сигнала ЭКГ, соответственно. Представленные диаграммы объединены по три рисунка с нормировкой цвета, обозначающей группу пациентов: красным показаны здоровые добровольцы без ССЗ, синий соответствует пациентам с АГ, а желтый – с ИБС. Всего построено шесть наборов по следующим длительностям временных рядов: 1 с, 5 с, 10 с, 30 с, 60 с, 180 с.

Для различных электрофизиологических сигналов, как для активности головного мозга, так и для сигналов сердечно-сосудистой системы, рекуррентный показатель после поворота возрастает, поэтому среднее отношения существенно превышает единицу. Для ЭКГ медианное значение всегда ниже среднего значения, тогда как для ЭЭГ положение данных статистических характеристик меняется при анализе различных временных масштабов: на больших и малых временах медиана снижена по сравнению со средним значением, а для 10 – 60 с медиана превышает среднее значение.

Рекуррентный показатель, рассчитанный по ЭКГ сигналу, демонстрирует существенно больше выбросов по сравнению с аналогичным расчетом для ЭЭГ. Данный результат связан со сглаживанием статистики в связи с выполненным усреднением показателей по ЭЭГ каналам на фоне оценки единственного канала ЭКГ.

Объединяет результаты группового анализа сигналов ЭКГ и ЭЭГ наличие наиболь-

шего разброса диаграммы размаха и максимум среднего значения для длительности временных рядов равной 10 - 30 секундам. Именно в течение этой длительности временного интервала происходит резкое изменение положения тела, что и наблюдается в результатах выполненного рекуррентного анализа. При анализе больших временных интервалов данные численные эффекты сглаживаются.

В контрольной группе практически здоровых добровольцев значения рекуррентного показателя существенно однороднее, а их разброс заметно ниже, чем в группах пациентов с ССЗ. Несмотря на визуально большое различие в области длительностей временных интервалов, [10; 30] с, единственные статистически достоверные отличия в выборках, $p = 0,013$, наблюдаются при анализе сигналов ЭКГ длительностью 180 с лишь при сравнении групп здоровых участников и пациентов, страдающих ИБС.

В то же время панели *a* и *b* рисунка 2 демонстрируют принципиальные отличия в изменениях минимальной величины *min* разброса рекуррентных показателей при росте длительности рассматриваемого временного диапазона в различных группах. Для контрольной группы данная характеристика *min* возрастает до своего максимального уровня в интервале длительностью 5 секунд и далее, при увеличении временных интервалов расчета, почти не изменяется. Однако, в группах пациентов, страдающих заболеваниями сердечно-сосудистой системы, характеристика разброса *min* на малых временных интервалах возрастает до определенной длины, а с дальнейшим ростом величины рассматриваемого временного интервала уменьшается. Более того, при анализе сигналов ЭКГ заметно, что рост разброса рекуррентного показателя для группы пациентов с ИБС начинается для меньших длительностей временных интервалов, чем при анализе сигналов, зарегистрированных в контрольной группе.

Таким образом, различие между группами пациентов с ССЗ и группой контроля может оцениваться на основании учёта динамической разницы отношения рекуррентных показателей при варьировании длительности временных интервалов, что может быть рассчитано следующим образом:

$$RRCH = \sum_{l=1}^{M-1} |RRR_{l+1} - RRR_l| \quad (5)$$

где l показывает какой временной интервал использовался при расчете отношения рекуррентных показателей: 1 с, 5 с, 10 с, 30 с, 60 с, 180 с. $M = 6$ число рассматриваемых интервалов. Так, для $l = 3$ мы будем вычитать RRR для интервала 10 секунд из показателя для интервала 30 секунд. Этот параметр показывает как изменяется рекуррентный показатель с увеличением рассматриваемого временного интервала. Значения динамического показателя RRCH сведены в таблице 1 и рисунке 3.

Таблица 1 Значения динамического показателя RRCH 5 для различных групп пациентов при различных длительностях временных интервалов, используемых при оценке рекуррентных показателей

Сигнал	Группы	5 с – 1 с	10 с – 5 с	30 с – 10 с	60 с – 30 с	180 с – 60 с
ЭЭГ	#1	0.61	0.46	0.48	0.4	0.385
	#2	0.77	0.53	0.55	0.48	0.4
	#3	0.75	0.55	0.63	0.51	0.48
ЭКГ	#1	0.51	0.36	0.36	0.32	0.36
	#2	0.48	0.41	0.49	0.49	0.42
	#3	0.60	0.57	0.60	0.48	0.48

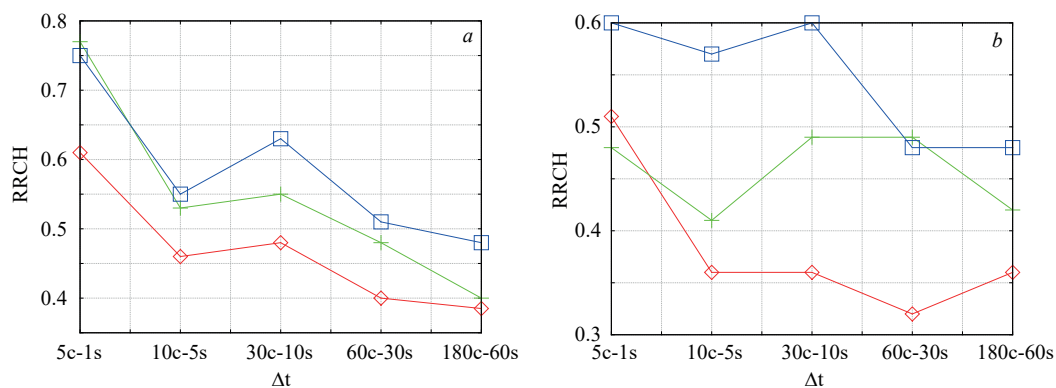


Рис. 3. Зависимость динамического показателя RRCH 5 для различных групп пациентов (1 – красный, 2 – зеленый, 3 – синий) при различных длительностях временных интервалов, используемых при оценке рекуррентных показателей. Рисунок *a* построен по данным усреднения каналов ЭЭГ, рисунок *b* по данным канала ЭКГ.

Fig. 3. Dependence of the dynamic RRCH index 5 for different groups of patients (1 – red, 2 – green, 3 – blue) for different durations of time intervals used in assessing recurrent indices. Figure *a* is constructed using data averaging EEG channels, figure *b* using data from the ECG channel.

Таблица 1 наглядно демонстрирует существенные изменения отношения рекуррентных показателей до поворота и после в различных рассматриваемых группах. Данные, полученные в контрольной группе здоровых добровольцев, демонстрируют быстрое снижение динамического показателя RRCH при переходе к анализу длительности временных интервалов, превышающих 5 с. Особенно показательна данная ситуация при анализе сигнала ЭКГ (нижняя часть таблицы 1). Анализ ЭЭГ сигналов, зарегистрированных у пациентов с артериальной гипертензией (группа 2) и ИБС (группа 3), демонстрируют два максимальных значения динамического показателя RRCH для длительностей временных интервалов 5 – 1 с и 30 – 10 с. Заметим, что хотя величина динамического показателя RRCH у пациентов с ССЗ при анализе сверхкоротких временных рядов ЭЭГ существенно превышает аналогичную величину группы контроля (0.61 vs. 0.77/0.75), при длительных временных интервалах, превышающих 60 с, данная величина становится неразличимой во всех трёх группах участников исследования.

В то же время анализ ЭКГ сигналов позволяет наблюдать различные закономерности для динамического показателя RRCH. В группе 3 величина динамического показателя стабильна в диапазоне [1; 10] длительностей временных интервалов, а дальнейшее снижение не превышает 0,12 условных единиц. Группа 2 демонстрирует минимальные значения лишь в диапазонах [5; 10] и [60; 180] длительностей временных интервалов.

Значимая линейная зависимость величины динамического показателя RRCH от длительности временного интервала записи электрофизиологического сигнала, используемого при рекуррентном анализе, характерна лишь для записей, выполненных в контрольной группе здоровых участников, что может быть описано, как значительная устойчивость рекуррентных показателей для группы контроля. В таком случае анализ сигналов, зарегистрированных в группах пациентов с ССЗ, демонстрирует неустойчивое поведение рекуррентных показателей, особенно ярко проявляющееся для записей ЭКГ, выполненных в третьей группе пациентов с ИБС, где динамический показатель RRCH ведет себя весьма стабильно на всех рассматриваемых временных масштабах.

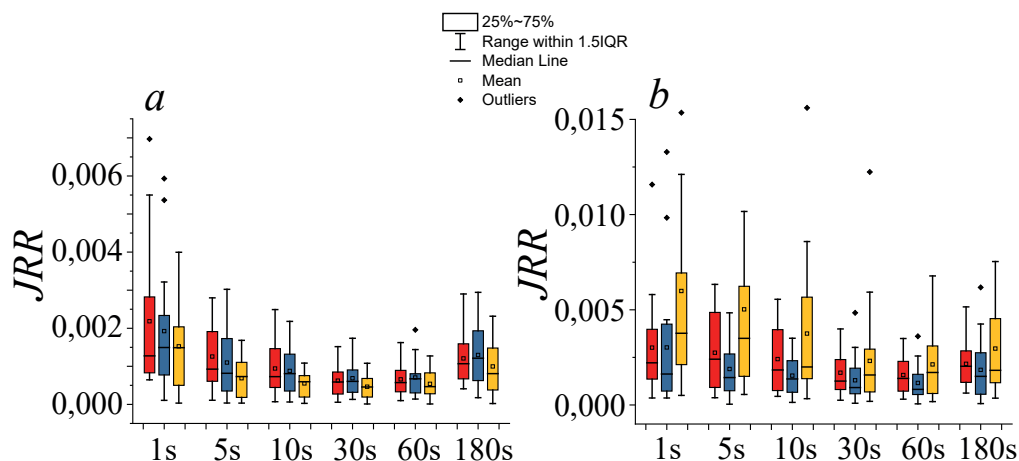


Рис. 4. Диаграммы размаха совместных рекуррентных показателей JRR по сигналу ЭЭГ (а) и сигналу ЭКГ (b) между данными до и после поворота стола для трех групп (красный – контрольная, синий – группа пациентов с АГ, желтый группа пациентов с ИБС) построенные по шести временным интервалам.

Fig. 4. The diagrams of the range of the join recurrent indices JRR for the EEG signal (a) and the ECG signal (b) between data before and after turning the table for three groups (red – control, blue – group of patients with hypertension, yellow – group of patients with coronary heart disease) constructed for six time intervals.

2.2. Оценка совместных рекуррентных показателей На панелях *a* и *b* рисунка 3 приведены диаграммы размаха значений совместных рекуррентных показателей JRR 4, собранные в тройки по группам для описанных выше шести длительностей временных интервалов исследуемых сигналов до и после переворота.

Во всех рассмотренных длительностях временных интервалов среднее значение рекуррентных показателей JRR 4 превышает медианное во всех наборах сигналов. Анализ ЭКГ активности, как и ранее, демонстрирует большее количество статистических выбросов. Средние значения и разброс совместных рекуррентных показателей JRR, рассчитанных по ЭКГ записям, весьма плавно изменяются при варьировании временных интервалов для сигналов всех трёх групп участников исследования на фоне существенно более изменчивых результатов анализа для сигналов ЭЭГ. Однако, статистически достоверными являются лишь различия между результатами оценки JRR в группах контроля и пациентов с ИБС для временного интервала 5 с ($p = 0.0055$).

Заключение и обсуждение

Пассивная ортостатическая проба создает условия “двойного стресса” путем перераспределения крови в нижние конечности и компенсаторной нагрузки на миокард. Пациенты с ИБС демонстрируют снижение толерантности к подобному “двойному стрессу”, в частности, демонстрируя падение ударного объема, когда сердце не способно адекватно усилить сократимость в ответ на уменьшение венозного возврата. В результате, у подобных пациентов может наблюдаться более выраженное повышение частоты сердечных сокращений. Однако, данная тахикардия частично блокируется фармацевтическим воздействием, поскольку большая часть пациентов с ИБС принимает препараты бета-блокаторов. Нужно отдельно отметить, что прием бета-блокаторов и возрастные изменения вносят изменения в работу мозга. В данной статье все сопутствующие изменения оцениваются комплексно,

вместе с эффектами от патологии, в рамках одного клинического профиля, так как не представляется возможным учесть влияние различных факторов в рамках одного исследования. Это нужно учесть при анализе последующих выводов.

В то же время применение методов рекуррентного анализа позволяет наблюдать значимые различия в электрофизиологических записях в группах контроля и пациентов с ИБС. Данное явление можно связать с нарушениями вегетативных регуляторных процессов у пациентов с ИБС, снижением чувствительности барорецепторов. Комплекс результатов, полученных методами рекуррентного анализа, демонстрирует процессы снижения регуляции и могут выступать маркером высокого риска срыва адаптации. В частности, стабилизация динамического показателя рекуррентного анализа по сигналам электрокардиограммы напрямую связано с ростом детерминированности активности сердечно-сосудистой системы при ишемической болезни сердца.

Подобный динамический анализ активности сердечно-сосудистой системы у пациентов при пассивной ортостатической пробы может быть полезен для решения задач ранней диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, а также оценки приверженности пациента терапии и её эффективности. Развитие комплексного подхода оценки динамического показателя рекуррентного анализа представляется актуальной задачей современных методов нелинейной динамики в приложении к биомедицинским сигналам.

Список литературы

1. *Virani S.S., Alonso A., Aparicio H.J., et al.* American Heart Association Council on Epidemiology and Prevention Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. Heart Disease and Stroke Statistics-2021 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation*. 2021;143(8):e254-e743. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000950.
2. [https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)).
3. *Borovkova E. I., Ishbulatov Y. M., Hramkov A. H., Karavaev A. S.* Using a mathematical model of cardiovascular system for preparing surrogate data for testing methods of phase synchronization analysis. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2021;29(3):356-364. DOI: 10.18500/0869-6632-2021-29-3-356-364.
4. *Hariharan R., Odjidja E.N., Scott D., et al.* The dietary inflammatory index, obesity, type 2 diabetes, and cardiovascular risk factors and diseases. *Obes Rev*. 2022;23(1):e13349. DOI: 10.1111/obr.13349.
5. *de Souza R.J., Mente A., Maroleanu A., et al.* Intake of saturated and trans unsaturated fatty acids and risk of all cause mortality, cardiovascular disease, and type 2 diabetes: systematic review and meta-analysis of observational studies. *BMJ*. 2015;351:h3978. DOI: 10.1136/bmj.h3978.
6. *Strizhakov L.A., Babanov S.A., Lebedeva M.V., et al.* Arterial hypertension at the workplace: risk factors and the population value. *Ter Arkh*. 2018;90(9):138-143. DOI: 10.26442/terarkh2018909138-143.
7. *Franklin B.A., Rusia A., Haskin-Popp C., Tawney A.* Chronic Stress, Exercise and Cardiovascular Disease: Placing the Benefits and Risks of Physical Activity into Perspective. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(18):9922. DOI: 10.3390/ijerph18189922.
8. *Virani S.S., Alonso A., Aparicio H.J., et al.* Sedentary Behavior, Exercise, and Cardiovascular Health. *Circ Res*. 2019;124(5):799-815. DOI: 10.1161/CIRCRESAHA.118.312669.
9. *Huang T., Mariani S., Redline S.* Sleep Irregularity and Risk of Cardiovascular Events: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis. *J Am Coll Cardiol*. 2020;75(9):991-999. DOI: 10.1016/j.jacc.2019.12.054.
10. *Capotosto L., Massoni F., De Sio S., Ricci S., Vitarelli A.* Early Diagnosis of Cardiovascular Diseases in Workers: Role of Standard and Advanced Echocardiography. *Biomed Res Int*. 2018;2018:7354691. DOI: 10.1155/2018/7354691.

11. *Noushad S., Ahmed S., Ansari B., et al.* Physiological biomarkers of chronic stress: A systematic review. *Int J Health Sci (Qassim)*. 2021;15(5):46-59.
12. *Dempster K.S., Wade T.J., MacNeil A.J., O'Leary D.D.* Adverse childhood experiences are associated with altered cardiovascular reactivity to head-up tilt in young adults. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2023;324(3):R425-R434. DOI: 10.1152/ajpregu.00148.2022.
13. *Aponte-Becerra L., Novak P.* Tilt Test: A Review. *J Clin Neurophysiol*. 2021;38(4):279-286. DOI: 10.1097/WNP.0000000000000625.
14. *Panagopoulou V., Deftereos S., Kossyvakis C., et al.* NTproBNP: an important biomarker in cardiac diseases. *Curr Top Med Chem*. 2013;13(2):82-94. DOI: 10.2174/1568026611313020002.
15. *Natali A., Vichi S., Landi P., et al.* Coronary artery disease and arterial hypertension: clinical, angiographic and follow-up data. *J Intern Med*. 2000;247(2):219-30. DOI: 10.1046/j.1365-2796.2000.00637.x.
16. *Runnova, A., Zhuravlev, M., Novikov, M., et al.* Changes in EEG and ECG signal connectivity during tilt table testing in healthy young adults without syncope. *BMC neuroscience*. 2025;26(1):64. DOI: 10.1186/s12868-025-00982-4.
17. *Grubov, V.V., Runnova, A.E., Koronovskii, A.A., Hramov, A.E.* Adaptive filtering of electroencephalogram signals using the empirical-modes method. *Technical Physics Letters*. 2017;43(7):622. DOI: 10.1134/S1063785017070070.
18. *Runnova, A., Zhuravlev, M., Koronovskii, A.A., Hramov, A.E.* Mathematical approach to recover EEG brain signals with artifacts by means of Gram-Schmidt transform. *Saratov Fall Meeting 2016: Laser Physics and Photonics XVII; and Computational Biophysics and Analysis of Biomedical Data II*. 2017;10337:254-259. DOI: 10.15217/issn1684-8853.2017.5.105.
19. *Acharya U.R., Sree S.V., Swapna G., Martis R.J., Suri J.S.* Automated EEG analysis of epilepsy: A review. *Knowledge-Based Systems*. 2013;45:147–165. DOI: 10.1016/j.knosys.2013.02.014.
20. *Acharya U.R., Sree S.V., Chattopadhyay S., Yu W., Ang P.C.* Application of recurrence quantification analysis for the automated identification of epileptic EEG signals. *Int J Neural Syst*. 2011;21(3):199-211. DOI: 10.1142/S0129065711002808.
21. *Skazkina V.V., Mureeva E.N., Ishbulatov Yu.M., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., et al.* Cross-recurrence quantification of cardiovascular signals in newborns is a sensitive marker of health status. *Russian Open Medical Journal*. 2021;13:e0203. DOI: 10.15275/rusomj.2024.0203.
22. *Yang Y.X., Gao Z.K., Wang X.M., et al.* A recurrence quantification analysis-based channel-frequency convolutional neural network for emotion recognition from EEG. *Chaos*. 2018;28(8):085724. DOI: 10.1063/1.5023857.
23. *Marwan N., Romano M.C., Thiel M., Kurths J.* Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*. 2007;438:237–329. DOI: 10.1016/j.physrep.2006.11.001.
24. *Eckmann J.P., Kamphorst S.O., Ruelle D.* Recurrence plots of dynamical systems. *Europhys. Lett*. 1987;4(9):973-977. DOI: 10.1209/0295-5075/4/9/004.
25. *Runnova A.E., Selskii A.O., Emelyanova E.P., Fedonnikov A.S.* The potential possibility of nonlinear recurrence methods application for posttraumatic stress disorder investigation. *The Eurasian Journal of Life Sciences*. 2025;1(1):17-31. DOI: 10.47093/3033-5493.2025.1.1.17-31.
26. *Sergeev, K., Selskii, A., Runnova, A. et al.* Changes in EEG recurrence rate during REM sleep caused by Parkinson's disease. *Eur. Phys. J. Spec. Top*. 2026. DOI: 10.1140/epjs/s11734-026-02130-3.
27. *Selskii A. O., Emelyanova E. P., Drozhdeva E. E.* Markers of patients' condition after orthodontic treatment: application of recurrent analysis to EEG data obtained during cognitive tests. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2025;33(3):399–411. DOI: 10.18500/0869-6632-003159.

28. *Marwan N, Kurths J.* Line structures in recurrence plots. *Phys. Lett. A.* 2005;336(4-5):349–357. DOI: 10.1016/j.physleta.2004.12.056.