



МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ СИНХРОНИЗАЦИИ КОЛЕБАТЕЛЬНЫХ ПРОЦЕССОВ С ЧАСТОТОЙ 0.1 Гц В СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА

*Б.П. Безручко, В.И. Гриднев, А.С. Караваев, А.Р. Киселев,
В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров, Е.И. Рубан*

Исследована синхронизация процессов вегетативной регуляции сердечного ритма и уровня кровенаполнения сосудов микроциркуляторного русла, имеющих у людей собственную частоту около 0.1 Гц. Предложен метод количественной оценки степени синхронизации этих процессов, основанный на расчете суммарного процента фазовой синхронизации колебаний. Проведен анализ статистической значимости рассчитанных показателей синхронизации.

Ключевые слова: Синхронизация, сердечно-сосудистая система, статистическая значимость, суррогатные данные.

Введение

Сердечно-сосудистая система (ССС) человека является одной из наиболее важных физиологических систем, в функционировании которой принимают участие различные взаимодействующие между собой колебательные процессы. Наиболее значимыми из них являются сердечный ритм, дыхание, кровенаполнение периферических сосудистых территорий и процессы вегетативной регуляции ССС, в частности, процессы центральной регуляции с собственной частотой вблизи 0.1 Гц [1, 2]. Указанные ритмические процессы могут быть синхронизованы между собой. Наиболее изученной является кардиореспираторная синхронизация, то есть, синхронизация между основным сердечным ритмом и дыханием [3–8]. Показано, что у спортсменов длительность участков кардиореспираторной синхронизации выше [4], чем у людей со средним уровнем физической активности [5,7].

Сравнительно недавно было обнаружено, что сердцебиение и дыхание могут быть синхронизованы с процессами регуляции ритма сердца и микроциркуляции крови, имеющими частоту около 0.1 Гц [9–11]. Большой интерес представляет также исследование возможности синхронизации ритмов с частотой 0.1 Гц между собой. Эти низкочастотные колебания играют важную роль в вегетативной регуляции ССС [12–14] и существенно различаются у здоровых людей и людей, имеющих сердечно-сосудистые заболевания. Изучение синхронизации 0.1 Гц-колебаний в сердечном ритме и кровенаполнении сосудов микроциркуляторного русла (МЦР) представляется перспективным для современной кардиологии [14,15].

Данная работа посвящена разработке методики исследования синхронизации колебательных процессов с частотой около 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе, обеспечивающей статистически значимую оценку меры синхронизации изучаемых ритмов.

1. Экспериментальные данные и их предварительная обработка

Авторы исследовали синхронизацию ритмических процессов с частотой 0.1 Гц у 17 обследуемых (127 записей), возраста от 20 до 45 лет, без признаков сердечной патологии и 42 пациентов (167 записей) с ишемической болезнью сердца, возраста от 41 до 80 лет, находившихся на стационарном лечении в клинике Саратовского НИИ кардиологии по поводу острого инфаркта миокарда (3-я неделя течения заболевания). Всем испытуемым выполнялась одновременная регистрация электрокардиограммы (ЭКГ) и пульсограммы сосудов МЦР в горизонтальном положении тела. Регистрация сигналов производилась многоканальным цифровым электрокардиографом с частотой дискретизации 250 Гц и 16-ти разрядным разрешением. Продолжительность каждой записи составляла 10 минут. Во время регистрации сигналов дыхание у всех обследуемых было произвольным.

На рис. 1 приведены фрагменты типичных сигналов, регистрируемых в эксперименте. Сигнал ЭКГ (рис. 1, *a*) снимался во II стандартном отведении по Эйнтховену. Пульсограмма (рис. 1, *б*), характеризующая колебания кровенаполнения сосудов МЦР, регистрировалась с помощью плетизмографического инфракрасного датчика отраженного света, наложенного на дистальную фалангу пальца пациента. Информация о вариабельности сердечного ритма получалась путем выделения из ЭКГ последовательности R-R интервалов то есть, при построении ряда временных интервалов T_i между двумя последовательными R пиками (рис. 2, *a*). Откладывая по оси абсцисс вместо порядкового номера R-R интервала, время появления R пиков $t_k = \sum_{i=1}^k T_i$, легко построить кардиоинтервалограмму (рис. 2, *б*). Вследствие непостоянства частоты

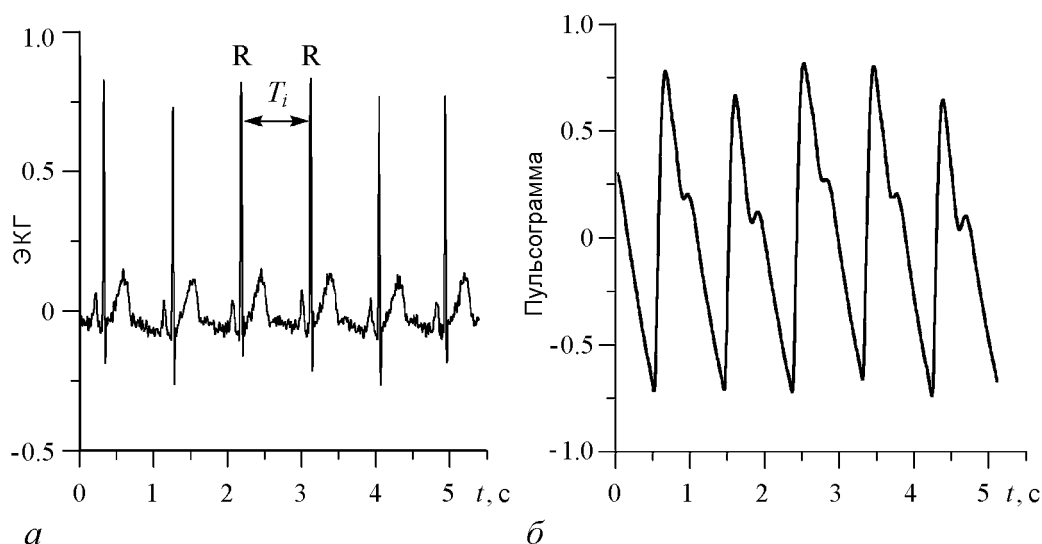


Рис. 1. Типичный вид ЭКГ (*a*) и пульсограммы с сосудов микроциркуляторного русла (*б*) здорового человека. Оба сигнала приведены в произвольных единицах

ты сердцебиения точки на рис. 2, б расположены неэквидистантно по времени. Для преобразования такого неэквидистантного ряда в эквидистантный полученная зависимость аппроксимировалась кубическими сплайнами (сплошная линия на рис. 2, б) с последующим выбором из нее значений через равные промежутки времени. При дальнейшей обработке использовался полученный таким образом эквидистантный временной ряд, частота дискретизации которого составляла 4 Гц.

Спектральный анализ кардиоинтервалограмм и пульсограмм позволяет выявить различные временные масштабы variability сердечного ритма и кровенаполнения сосудов МЦР. В общем случае в Фурье-спектрах этих сигналов (рис. 3) хорошо различимы характерные пики на частотах f_r и f_v , обусловленные соответственно респираторными и низкочастотными флуктуациями сердечного ритма и кровенаполнения сосудов МЦР. Помимо высокочастотной (ВЧ) 0.15–0.4 Гц и низкочастотной (НЧ) 0.05–0.15 Гц областей спектра мощности, к которым относятся пики

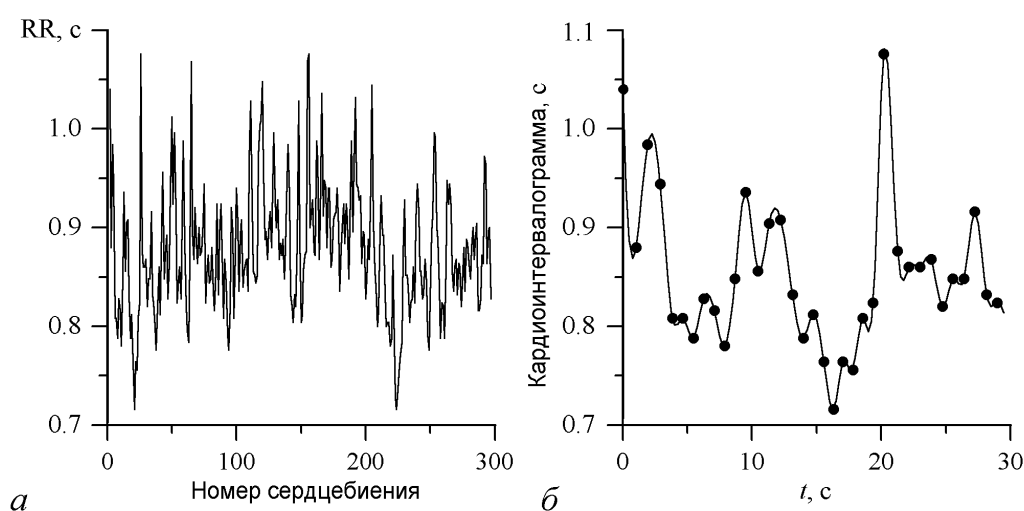


Рис. 2. Характерный вид последовательности R-R интервалов (тахограммы) (а) и кардиоинтервалограммы (б)

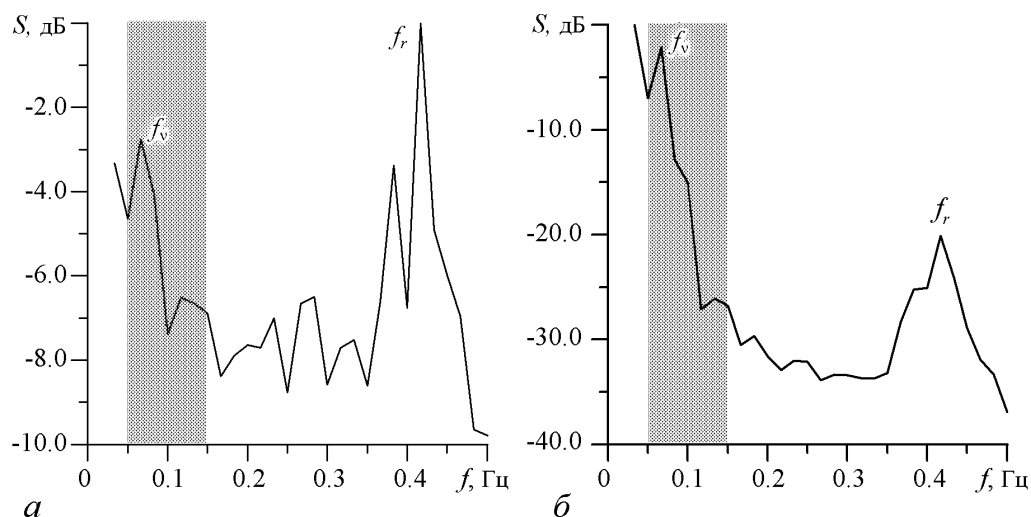


Рис. 3. Фурье-спектры мощности, построенные по сигналам кардиоинтервалограммы (а) и пульсограммы с сосудов МЦР (б) здорового человека. Серым цветом выделены НЧ области спектров

f_r и f_v , соответственно, принято выделять также очень низкочастотную область с частотами меньшими 0.05 Гц [12].

В данной работе рассматривались колебания, относящиеся только к НЧ области спектров, отмеченной на рис. 3 серым цветом. Для выделения НЧ (медленных) компонент variability сердечного ритма и кровенаполнения сосудов МЦР использовался прямоугольный цифровой полосовой фильтр с полосой пропускания 0.05–0.15 Гц.

2. Исследование фазовой синхронизации ритмов с частотой 0.1 Гц

Синхронизация между колебательными процессами с собственной частотой около 0.1 Гц диагностировалась путем анализа разности их фаз, то есть, в работе исследовалась фазовая синхронизация автоколебаний [16]. При фазовой синхронизации происходит захват фаз колебательных процессов, в то время как амплитуды сигналов остаются несвязанными друг с другом и могут меняться хаотически. Захват фаз влечет за собой совпадение частот сигналов.

Для вычисления фазы медленных колебаний сердечного ритма и кровенаполнения сосудов МЦР построим для полученного в результате фильтрации сигнала $s(t)$ аналитический сигнал $\zeta(t)$ [17,18], являющийся комплексной функцией времени

$$\zeta(t) = s(t) + i\tilde{s}(t) = A(t)e^{i\phi(t)}, \quad (1)$$

где функция $\tilde{s}(t)$ – преобразование Гильберта для $s(t)$

$$\tilde{s}(t) = \pi^{-1}P \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t - \tau} dt, \quad (2)$$

а P означает, что интеграл берется в смысле главного значения Коши. Мгновенная амплитуда $A(t)$ и мгновенная фаза $\phi(t)$ сигнала $s(t)$ однозначно определяются из уравнения (1).

На рис. 4, *a* приведены нормированные на 2π мгновенная фаза ϕ_1 медленных колебаний сердечного ритма и мгновенная фаза ϕ_2 медленных колебаний кровенаполнения сосудов МЦР для одного из здоровых обследуемых. На рис. 4, *б* построена нормированная на 2π разность фаз $\varphi = \phi_1 - \phi_2$, называемая также относительной

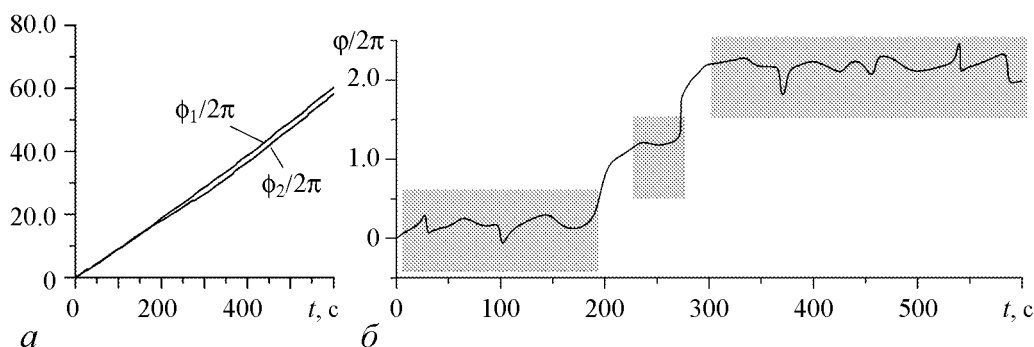


Рис. 4. *a* – мгновенные фазы ϕ_1 и ϕ_2 0.1 Гц-колебаний сердечного ритма и кровенаполнения сосудов МЦР, соответственно, в зависимости от времени; *б* – график разности фаз φ в зависимости от времени. Значения ϕ_1 , ϕ_2 и φ нормированы на 2π

фазой [16]. Участки синхронизации между ритмами с частотой около 0.1 Гц, выделенными из кардиоинтервалограммы и пульсограммы, могут быть диагностированы по графику $\varphi(t)$ как области, на которых относительная фаза колеблется около некоторого постоянного значения, то есть, выполняется условие $|\varphi - C| < \text{const}$, где C – некоторая константа [16]. Такие области отмечены на рис. 4, б серым цветом. Суммарная длительность всех участков синхронизации, выраженная в процентах от длительности всей записи, названа авторами суммарным процентом фазовой синхронизации S , и исследована возможность его использования для диагностики состояния ССС.

Для автоматизации процедуры поиска участков синхронизации исследуемых колебательных процессов был разработан алгоритм, основанный на линейной аппроксимации мгновенной разности фаз $\varphi(t)$ в скользящем окне. Метод состоит в следующем. В окне, имеющем ширину b , с помощью метода наименьших квадратов проводится линейная аппроксимация зависимости $\varphi(t)$ (рис. 5, а). В результате для момента времени t_i , соответствующего середине окна, получаем угловой коэффициент наклона аппроксимирующей прямой α_i (рис. 5, б). Сдвигая окно на одну точку вдоль временной реализации $\varphi(t)$, вычисляем угол наклона α_{i+1} для момента времени t_{i+1} и т.д. Областям фазовой синхронизации, на которых зависимость $\varphi(t)$ близка к горизонтальной, соответствуют участки с малым значением α . Введем пороговое значение коэффициента наклона α , равное $\pm a$ (см. рис. 5, б), полагая, что синхронизация колебаний возможна лишь при $|\alpha| \leq a$. Будем также считать, что вторым необходимым условием синхронизации является достаточно большая протяженность области малых значений α . Ее длина должна быть не менее величины l , чтобы исключить из рассмотрения короткие участки, для которых высока вероятность случайного совпадения мгновенных фаз колебаний. Отметим, что при описанном подходе конечная ширина скользящего окна не позволяет исследовать синхронизацию сигналов на их границах – начальном участке протяженности $b/2$ и конечном участке той же длины.

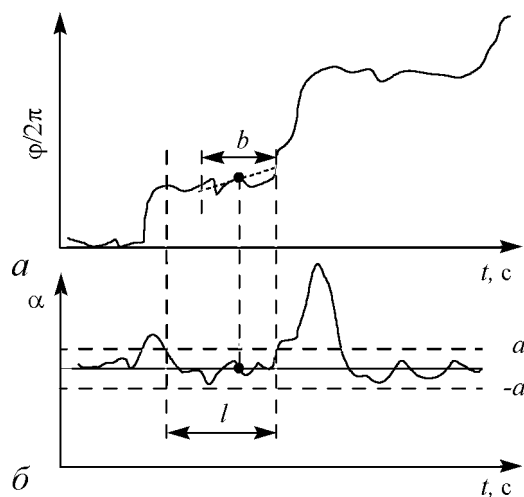


Рис. 5. Иллюстрация процедуры автоматического поиска областей синхронизации колебаний: а – линейная аппроксимация зависимости $\varphi(t)$ в скользящем окне; б – угол наклона аппроксимирующей прямой

Похожий метод автоматического поиска областей синхронизации колебаний был использован в работе [8], однако он был основан на анализе синхрограмм, а не относительной фазы.

По описанной выше схеме были проведены детальные исследования зависимости результатов диагностики синхронизации сигналов от значений параметров метода b , a и l . Установлено, что с уменьшением a или увеличением l величина S уменьшается. Зависимость S от параметра b является немонотонной. Предложенный метод перед применением для анализа экспериментальных данных был протестирован на модели двух связанных автоколебательных систем. В качестве модельной системы была выбрана система двух вза-

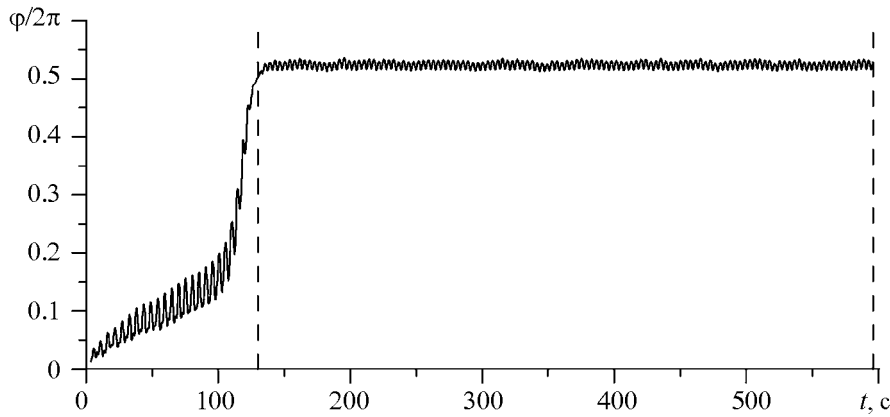


Рис. 6. Разность фаз двух взаимно связанных генераторов ван дер Поля с малой расстройкой частоты в присутствие шума

мно связанных генераторов ван дер Поля в присутствие шума

$$\begin{aligned} \ddot{x} - \mu(1 - x^2)\dot{x} + \omega_1^2 x + k_1 y + \xi &= 0, \\ \ddot{y} - \mu(1 - y^2)\dot{y} + \omega_2^2 y + k_2 x + \nu &= 0, \end{aligned} \quad (3)$$

где μ – параметр нелинейности, ω_1 и ω_2 – собственные частоты первого и второго генераторов, k_1 и k_2 – коэффициенты связи генераторов, ξ и ν – независимые некоррелированные шумовые процессы. Временные ряды переменных x и y системы (3) получены численно при $\mu = 1$, $f_1 = \omega_1/2\pi = 0.1$ Гц, $f_2 = \omega_2/2\pi = 0.095$ Гц, $k_1 = k_2 = 0.2$, ξ и ν , имеющих нулевое среднее значение, гауссово распределение и среднеквадратичное отклонение, составляющее 5% от среднеквадратичного отклонения ряда без шума. На рис. 6 построена нормированная на 2π разность фаз $\varphi = \phi_1 - \phi_2$, где ϕ_1 и ϕ_2 – мгновенные фазы первого и второго генераторов, соответственно. После переходного процесса продолжительностью около 140 с наступает синхронизация генераторов, в течение которой относительная фаза $\varphi(t)$ колеблется в присутствие шума около постоянного значения. Суммарный процент фазовой синхронизации имеет величину $S = 76\%$. При параметре l порядка 1–2 характерных периодов колебаний, параметре b , близком по величине характерному периоду колебаний, и $|a|$ из диапазона $0.005 \div 0.01$ предложенный метод автоматического поиска областей синхронизации достаточно точно определяет границы синхронизации колебаний. Эти границы указаны на рис. 6 пунктирными вертикальными линиями. Предложенный алгоритм дает оценку $S = 77\%$, близкую к истинному значению.

При тестировании метода на экспериментальных данных ССС и выборе его параметров авторы исходили из того, что автоматическая процедура должна идентифицировать области синхронизации аналогично обычно используемой визуальной диагностике и обеспечивать статистическую значимость результатов (см. ниже раздел 3). В результате были выбраны следующие значения параметров: $b = 13$ с, $|a| = 0.01$, $l = 16$ с, которые использовались в дальнейшем для исследования всех экспериментальных записей.

С помощью предложенного метода рассчитан суммарный процент S фазовой синхронизации ритмов с частотой около 0.1 Гц для всех обследуемых. На рис. 7

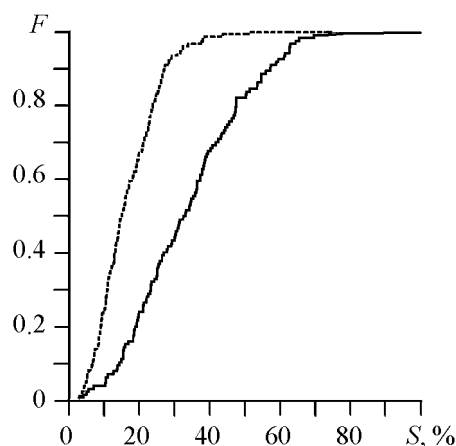


Рис. 7. Функции распределения суммарного процента фазовой синхронизации S между ритмами с частотой около 0.1 Гц, выделенными из кардиоинтервалограмм и пульсограмм с сосудов МЦР здоровых людей (сплошная линия) и пациентов на 3-й неделе после инфаркта миокарда (пунктирная линия)

показаны функции распределения значений S , полученных для всех записей здоровых обследуемых и пациентов с инфарктом миокарда (3-я неделя течения заболевания). Обнаружено, что у здоровых людей величина S имеет в среднем более высокие значения, чем у больных: значение S , усредненное по всем записям здоровых обследуемых, равнялось 34%, а усредненное по всем записям обследуемых, перенесших инфаркт миокарда, – 17%. Отметим, что абсолютные значения S зависят от значений параметров метода автоматического поиска областей синхронизации колебаний. Однако в широком интервале изменения параметров метода величина S остается в среднем существенно выше у здоровых людей, чем у больных с инфарктом миокарда.

3. Анализ статистической значимости результатов

Известно, что при анализе экспериментальных данных, для которых характерна нестационарность, присутствие шумов, ограниченная длина временных рядов или близость основных частот колебаний, можно получить ложный вывод о наличии фазовой синхронизации даже между несвязанными автоколебательными системами [16,19]. Поэтому, при расчете показателей синхронизации важно оценивать статистическую значимость результатов, то есть вероятность случайного получения рассчитанного значения показателя. При исследовании экспериментальных временных рядов аналитическая оценка уровня статистической значимости той или иной количественной меры синхронизации существенно затруднена необходимостью принятия ряда предположений о статистических свойствах анализируемых данных, например, их стационарности, белости шумов и т.п. За отсутствием аналитических формул статистическую значимость оценки меры синхронизации определяют обычно с помощью суррогатных данных [20]. Для приготовления суррогатных данных в работе использован подход, основанный на рандомизации начальных фаз фурье-гармоник сигналов [21]. Такой способ приготовления суррогатных данных сохраняет спектральные свойства анализируемых сигналов, но разрушает связи между ними и, как следствие, синхронизацию. Рассчитав суммарный процент S фазовой синхронизации для ансамбля суррогатных данных, можно оценить вероятность случайного получения той или иной величины S для заведомо несинхронизованных сигналов.

В настоящей работе для анализа статистической значимости результатов исследования синхронизации ритмов с частотой около 0.1 Гц применялась следующая процедура. Сначала из каждого сигнала (кардиоинтервалограммы и пульсограммы) генерировалось по M рядов суррогатных данных путем задания равномерного слу-

чайного распределения начальных фаз гармоник в разложении сигнала в ряд Фурье. Затем с помощью описанной выше процедуры автоматического поиска участков синхронизации для каждой i -й пары суррогатов рассчитывалась величина суммарного процента фазовой синхронизации S_i , $i = 1, \dots, M$. По всему ансамблю суррогатных реализаций строилось распределение P величины S_i . На рис. 8 показано распределение $P(S_i)$, построенное по суррогатным данным, приготовленным из кардиоинтервалограммы и пульсограммы одного из обследуемых. В настоящей работе использованы ансамбли из $M = 10000$ рядов суррогатных данных. Вертикальной линией на рисунке показано значение $S = 37\%$, рассчитанное по исходным экспериментальным сигналам.

Уровень статистической значимости p , рассчитанного по экспериментальным данным суммарного процента фазовой синхронизации S , можно оценить как отношение площади распределения $P(S_i)$, соответствующей $S_i \geq S$ (выделена на рис. 8 серым цветом), к полной площади распределения. Для случая, изображенного на рис. 8, имеем $p = 0.03$. Это означает, что вероятность случайного получения значения $S = 37\%$, рассчитанного по экспериментальным рядам составляет не более 0.03. На практике оценка какой-либо величины по наблюдаемым данным обычно считается достаточно надежной при уровне значимости $p < 0.05$.

На рис. 9 представлены результаты расчета статистической значимости показателей S синхронизации ритмов для всех записей. Для здоровых людей величина суммарного процента фазовой синхронизации S и уровень его статистической значимости показаны белыми кружками, а для пациентов, перенесших инфаркт миокарда, черными кружками. Горизонтальной линией показан уровень значимости $p = 0.05$. Результаты нашего исследования свидетельствуют, что рассчитанные по экспериментальным рядам значения S являются статистически значимыми на уровне 0.05 (то есть, имеют доверительную вероятность 0.95) примерно для половины записей как здоровых, так и больных обследуемых. Как видно из рисунка, белые и черные

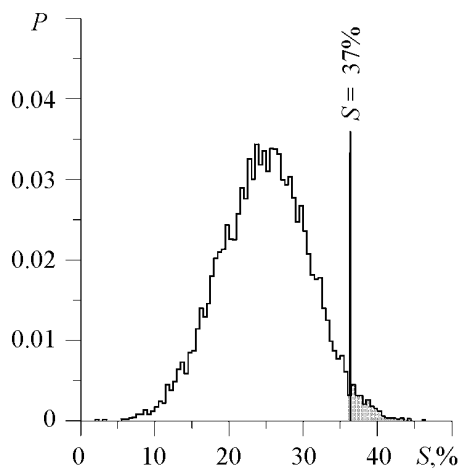


Рис. 8. Распределение суммарного процента фазовой синхронизации S_i , построенное по ансамблю суррогатных данных. Вертикальной линией показано значение S , рассчитанное по экспериментальным данным одного из обследуемых

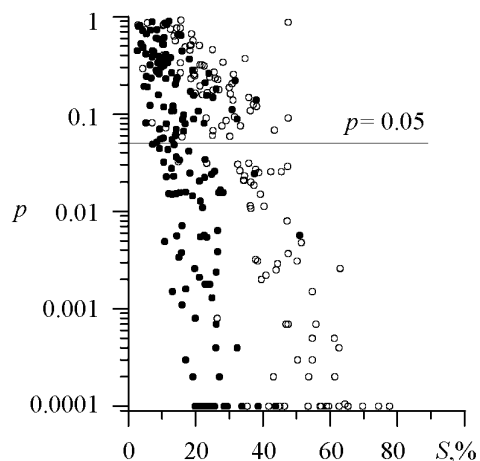


Рис. 9. Уровень статистической значимости суммарного процента фазовой синхронизации S для здоровых обследуемых (белые кружки) и пациентов на 3-й неделе после инфаркта миокарда (черные кружки)

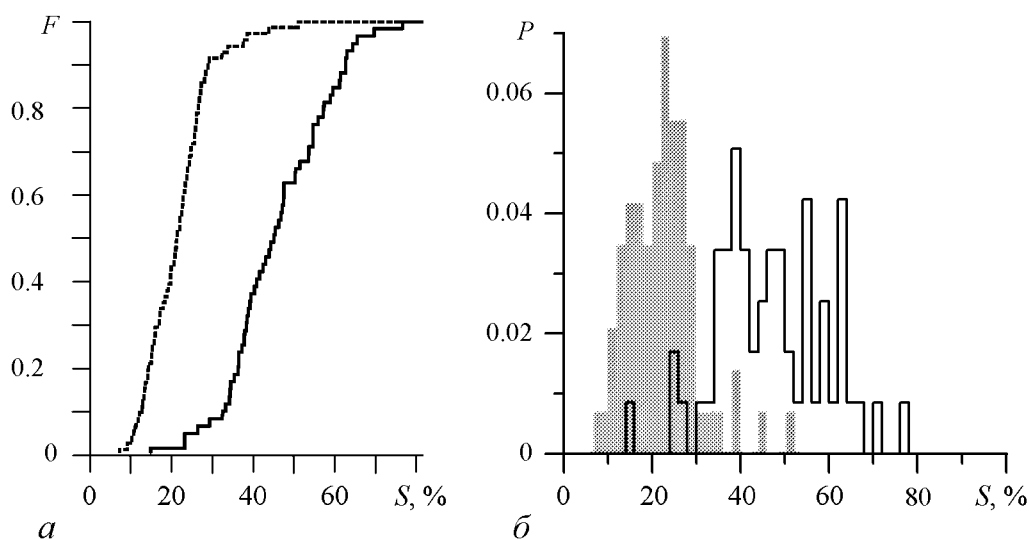


Рис. 10. *a* – функции распределения суммарного процента фазовой синхронизации для значимых на уровне 0.05 значений S для здоровых людей (сплошная линия) и пациентов на 3-й неделе после инфаркта миокарда (пунктирная линия); *б* – распределения P значимых на уровне 0.05 значений S для здоровых (белый цвет) и больных (серый цвет) обследуемых

кружки лучше разделены друг от друга в нижней части графика, соответствующей значимым величинам S .

Функции распределения суммарных процентов фазовой синхронизации, построенные только для значимых на уровне 0.05 величин S , показаны на рис. 10, *a* для двух групп обследуемых. У здоровых людей статистически значимая величина S принимала значения от 15% до 77%, а ее среднее значение равнялось 46%. У пациентов, перенесших инфаркт миокарда (3-я неделя течения заболевания), значимый суммарный процент фазовой синхронизации исследуемых ритмов принимал значения от 7% до 51% и имел среднее значение 21%. Рис. 10, *a* качественно совпадает с рис. 7, но имеет заметно меньшую область перекрытия функций распределения для здоровых и больных обследуемых.

На рис. 10, *б* значения S , статистически значимые на уровне 0.05, представлены в виде другого графика. На нем построены распределения $P(S)$ отдельно для здоровых и больных обследуемых. Хорошо видно, что эти распределения существенно различаются и перекрываются незначительно. Таким образом, можно говорить о разделении суммарных процентов фазовой синхронизации на две группы, одна из которых соответствует группе здоровых обследуемых, а другая – группе пациентов, перенесших инфаркт миокарда (3-я неделя течения заболевания). Причем такое разделение более заметно при анализе только статистически значимых значений S .

Заключение

Проведено исследование взаимодействия между колебательными процессами с частотой около 0.1 Гц, наблюдаемыми в сердечном ритме и кровенаполнении сосудов микроциркуляторного русла человека. Предложен метод количественной оценки степени синхронизации исследуемых ритмических процессов, основанный на расчете суммарного процента фазовой синхронизации колебаний. Разработан метод ав-

томатического поиска областей синхронизации колебаний, в основе которого лежит линейная аппроксимация мгновенной разности фаз анализируемых сигналов в скользящем окне. Даны рекомендации по выбору параметров метода, обеспечивающих его высокую эффективность. Обнаружено, что у здоровых людей длительность участков синхронизации 0.1 Гц-колебаний в сердечном ритме и кровенаполнении сосудов МЦР в среднем существенно выше, чем у больных, перенесших инфаркт миокарда (3-я неделя течения заболевания). С помощью суррогатных данных проведен анализ статистической значимости рассчитанной меры синхронизации ритмов. Показано, что значения суммарного процента фазовой синхронизации колебаний, рассчитанные по экспериментальным рядам и статистически значимые на уровне 0.05, хорошо разделяются на две группы. Одна из них соответствует группе здоровых людей, а вторая – группе людей, перенесших инфаркт миокарда. Таким образом, разработанный метод изучения синхронизации между процессами регуляции отделами ССС с частотой около 0.1 Гц потенциально может быть использован в медицинских исследованиях и клинической практике.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, гранты № 07-02-00589 и № 07-02-00747, и целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы».

Библиографический список

1. *Malpas S.* Neural influences on cardiovascular variability: Possibilities and pitfalls // *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 2002. Vol. 282. P. 6.
2. *Cohen M.A., Taylor J.A.* Short-term cardiovascular oscillations in man: Measuring and modeling the physiologies // *J. Physiol. (London).* 2002. Vol. 542. P. 669.
3. *Schäfer C., Rosenblum M.G., Kurths J., Abel H.-H.* Heartbeat synchronized with ventilation // *Nature.* 1998. Vol. 392. P. 239.
4. *Schäfer C., Rosenblum M.G., Abel H.-H., Kurths J.* Synchronization in the human cardiorespiratory system // *Phys. Rev. E.* 1999. Vol. 60. P. 857.
5. *Bračić-Lotrič M., Stefanovska A.* Synchronization and modulation in the human cardiorespiratory system // *Physica A.* 2000. Vol. 283. P. 451.
6. *Janson N.B., Balanov A.G., Anishchenko V.S., McClintock P.V.E.* Phase synchronization between several interacting processes from univariate data // *Phys. Rev. Lett.* 2001. Vol. 86. P. 1749.
7. *Rzeczinski S., Janson N.B., Balanov A.G., McClintock P.V.E.* Regions of cardiorespiratory synchronization in humans under paced respiration // *Phys. Rev. E.* 2002. Vol. 66. 051909.
8. *Bartsch R., Kantelhardt J.W., Penzel T., Havlin S.* Experimental evidence for phase synchronization transitions in the human cardiorespiratory system // *Phys. Rev. Lett.* 2007. Vol. 98. 054102.
9. *Janson N.B., Balanov A.G., Anishchenko V.S., McClintock P.V.E.* Phase relationships between two or more interacting processes from one-dimensional time series. II. Application to heart-rate-variability data // *Phys. Rev. E.* 2002. Vol. 65. 036212.
10. *Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Gridnev V.I., Bodrov M.B., Bespyatov A.B.* Synchronization between main rhythmic processes in the human cardiovascular system // *Phys. Rev. E.* 2003. Vol. 68. 041913.

11. Прохоров М.Д., Бодров М.Б., Пономаренко В.И., Гриднев В.И., Беспятов А.Б. Исследование синхронизации между ритмами сердечно-сосудистой системы человека по последовательности R-R интервалов // Биофизика. 2005. Т. 50. С. 914.
12. 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 (методические рекомендации) // Вестник аритмологии. 2001. Т. 24. С.1.
13. De Boer R.W., Karemaker J.M., Straker J. On the spectral analysis of blood pressure variability // Am. J. Physiol. 1986. Vol. 251. P. 685.
14. Киселев А.Р., Беспятов А.Б., Посненкова О.М., Гриднев В.И., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Довгалецкий П.Я. Внутренняя синхронизация основных 0.1 Гц-частотных ритмов в системе вегетативного управления сердечно-сосудистой системой // Физиология человека. 2007. Т. 33, № 2. С. 69.
15. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Посненкова О.М., Беспятов А.Б., Довгалецкий П.Я., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Котельникова Е.В. Оценка на основе определения синхронизации низкочастотных ритмов динамики вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы при применении метопролола у больных ИБС, перенесших инфаркт миокарда // Терапевтический архив. 2007. Т. 79, № 4. С. 23.
16. Pikovsky A., Rosenblum M., Kurths J. Synchronization: A universal concept in nonlinear sciences. Cambridge: Cambridge University Press, 2001.
17. Pikovsky A.S., Rosenblum M.G., Osipov G.V., Kurths J. Phase synchronization of chaotic oscillators by external driving // Physica D. 1997. Vol. 104. P. 219.
18. Gabor D. Theory of communication // J. IEE (London). 1946. Vol. 93. P. 429.
19. Смирнов Д.А., Сидак Е.В., Безручко Б.П. Статистические свойства оценки коэффициента фазовой синхронизации // Известия вузов. Прикладная нелинейная динамика. 2008. Т. 16, № 2. С. 109.
20. Schreiber T., Schmitz A. Surrogate time series // Physica D. 2000. Vol. 142. P. 346.
21. Seidel H., Herzog H.-P. Analyzing entrainment of heartbeat and respiration with surrogates // IEEE Eng. Med. Biol. 1998. Vol. 17, № 6. P. 54.

*Поступила в редакцию 23.12.2008
После доработки 1.04.2009*

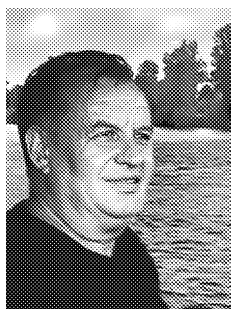
**TECHNIQUE OF INVESTIGATION OF SYNCHRONIZATION
BETWEEN OSCILLATORY PROCESSES WITH THE FREQUENCY
OF 0.1 Hz IN THE HUMAN CARDIOVASCULAR SYSTEM**

*B.P. Bezruchko, V.I. Gridnev, A.S. Karavaev, A.R. Kiselev,
V.I. Ponomarenko, M.D. Prokhorov, E.I. Ruban*

Synchronization between the processes of vegetative regulation of the heart rate and blood pressure in the vessels of microcirculatory channel having in humans a fundamental frequency of about 0.1 Hz is studied. A method for quantitative estimation of the degree

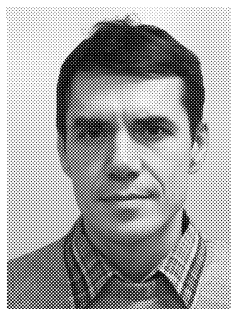
of synchronization between these processes is proposed. The method is based on the calculation of a summary percent of phase synchronization of oscillations. A statistical significance of the calculated coefficient of synchronization is analyzed.

Keywords: Synchronization, cardiovascular system, statistical significance, surrogate data.



Безручко Борис Петрович – родился в 1946 году. Окончил физический факультет Саратовского государственного университета (1969). Доктор физико-математических наук (1995). Заведующий кафедрой динамического моделирования и биомедицинской инженерии СГУ, заведующий лабораторией моделирования в нелинейной динамике СФ ИРЭ РАН. Область научных интересов – радиофизика и электроника, нелинейная динамика, моделирование по временным рядам с применением к задачам физиологии и медицинской диагностики, физический эксперимент. Опубликовал более 100 статей в научных журналах и 2 монографии (в соавторстве).

410012 Саратов, Астраханская, 83
Саратовский государственный им. Н.Г. Чернышевского
E-mail: bezruchkobp@gmail.com



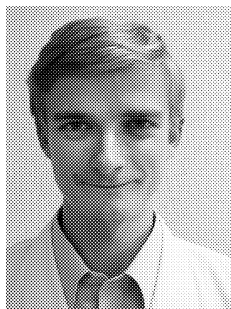
Гриднев Владимир Иванович – родился в 1955 году в Саратове. Окончил Саратовский государственный медицинский университет (1978). Защитил диссертацию на соискание ученой степени кандидата медицинских наук (2004). Руководитель Центра кардиологических информационных технологий Саратовского НИИ кардиологии. Область научных интересов – физиология сердечно-сосудистой системы, клиническая кардиология, анализ открытых систем. Имеет более 50 научных публикаций.

410028 Саратов, ул. Чернышевского, 141
Саратовский НИИ Кардиологии Росздрава
E-mail: gridnev@san.ru



Караваяев Анатолий Сергеевич – родился в 1981 году в Саратове. Окончил Саратовский государственный университет (2004). Кандидат физико-математических наук (2007). Доцент кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии СГУ. Область научных интересов – моделирование по временным рядам, нелинейная динамика и ее приложения. Имеет более 40 научных публикаций.

410012 Саратов, Астраханская, 83
Саратовский государственный им. Н.Г. Чернышевского
E-mail: karavaevas@gmail.com



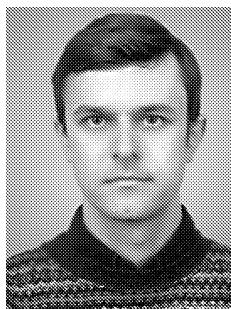
Киселев Антон Робертович – родился в 1981 году в Ленинградской области. Окончил Саратовский государственный медицинский университет (2004). Защитил диссертацию на соискание ученой степени кандидата медицинских наук (2006). Старший научный сотрудник Центра продвижения новых информационных кардиологических технологий Саратовского НИИ кардиологии. Область научных интересов – физиология сердечно-сосудистой системы, клиническая кардиология, анализ открытых систем. Имеет более 50 научных публикаций.

410028 Саратов, ул. Чернышевского, 141
Саратовский НИИ Кардиологии Росздрава
E-mail: antonkis@list.ru



Пономаренко Владимир Иванович – родился в 1960 году в Саратове. Окончил Саратовский государственный университет (1982). Защитил диссертацию на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук (1992) и доктора физико-математических наук (2008). Ведущий научный сотрудник Саратовского филиала Института радиотехники и электроники РАН. Область научных интересов – статистическая радиофизика, анализ временных рядов, нелинейная динамика и ее приложения. Автор более 130 научных публикаций.

410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники РАН
E-mail: ponomarenkovi@gmail.com



Прохоров Михаил Дмитриевич – родился в 1968 году в Саратове. Окончил Саратовский государственный университет (1992). Защитил диссертацию на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук (1997) и доктора физико-математических наук (2008). Ведущий научный сотрудник Саратовского филиала Института радиотехники и электроники РАН. Область научных интересов – нелинейная динамика и ее приложения, математическое моделирование, анализ временных рядов. Имеет более 100 научных публикаций.

410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники РАН
E-mail: mdprokhorov@yandex.ru



Рубан Екатерина Игоревна – родилась в 1989 году в Энгельсе. Студентка 3-го курса факультета нано- и биомедицинских технологий Саратовского государственного университета. Область научных интересов – анализ временных рядов.

410012 Саратов, Астраханская, 83
Саратовский госуниверситет им. Н.Г. Чернышевского
E-mail: rubanei@mail.ru