

УДК 612.178.4: 612.172.2-073.584 (045)

ИЗУЧЕНИЕ ПРИРОДЫ ПЕРИОДИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ ПРОБ С УПРАВЛЯЕМЫМ ДЫХАНИЕМ

© 2005 г. А. Р. Киселев*, В. Ф. Киричук*, О. М. Посненкова*, В. И. Гриднев**

*Саратовский государственный медицинский университет

**Саратовский НИИ кардиологии МЗ РФ

Поступила в редакцию 22.10.2003 г.

Исследовались частотные оценки спектра вариабельности сердечного ритма (ВСР) в низкочастотном (*LF*) и высокочастотном (*HF*) диапазонах спектра у 36 добровольцев (26 мужчин и 10 женщин в возрасте 19–21 года) без признаков сердечной и дыхательной патологии в ходе проведения ортостатической пробы с управляемым по частоте дыханием (период дыхания 4, 6, 8, 10 и 12 секунд). В момент появления звукового сигнала испытуемый делал вдох. Никакие другие требования на характер дыхания не накладывались. Сравнения переменных выполнялись при помощи критерия парных сравнений Вилкоксона, корреляционные связи оценивались на основе коэффициента ранговых корреляций *R* Спирмена. Показана неоднородная чувствительность *LF*- и *HF*-диапазонов спектра ВСР к периодическим дыхательным возмущениям на различных частотах. Выявлено наличие автономных 0.1Гц- и 0.25Гц-контуров колебательных процессов в ВСР. Переходная зона влияния данных контуров определена в области 0.125 Гц. Изучены свойства 0.1Гц- и 0.25Гц-колебательных процессов в ВСР.

Показано, что 0.1Гц-генерация ВСР – мощный механизм управления сердечным ритмом, изменяющийся под действием внешних факторов, определяющий динамику вегетативного статуса организма. 0.25Гц-генерация ВСР – средней мощности, устойчивый к внешним факторам механизм управления, характеризующий адаптационный резерв вегетативного управления сердцем и вегетативный статус организма. Возможно использование резонансных откликов в спектре ВСР для изучения свойств 0.1Гц- и 0.25Гц-генераций.

Периодические колебания сердечного ритма – результат деятельности сложной системы управления. Как и другие биоритмы, ритмические колебания частоты сердечных сокращений (ЧСС) являются результатом стохастических нелинейных биологических механизмов, взаимодействующих с изменяющимися внешними факторами. Однако большинство физиологических колебаний не являются строго периодическими, обычно ритмы нерегулярно изменяются с течением времени под действием изменяющихся внешних факторов и шумовых возмущений [1]. Сердечный ритм – не исключение. Механизм регуляции ЧСС, опосредуемый влияниями вегетативной нервной системы, модулируется множеством различных внешних влияний (дыхание, физическая нагрузка, изменения положения тела, психоэмоциональная сфера и т.д.) [1]. Подобное многофакторное взаимодействие обуславливает сложность изучения влияния тех или иных факторов на изменчивость

сердечного ритма, а также характеристик самих физиологических колебаний в сердечном ритме.

Для упрощения понимания сложных меж- и внутрисистемных взаимодействий, формирующих изменчивость сердечного ритма, можно представить весь этот комплекс механизмов как единую систему вегетативного управления сердцем (СВУС), входными параметрами которой являются частота дыхательных движений (ЧДД), динамика артериального давления (АД), психоэмоциональные процессы и др., а выходным сигналом – вариабельность сердечного ритма (ВСР) (рис. 1). Вероятно, что внутри подобной системы будет существовать множество различных биологических колебательных механизмов, однако степень их значимости для формирования выходного сигнала системы будет различна. Возникает вопрос: как можно изучать значение различных внутренних колебательных механизмов системы в формировании ВСР?

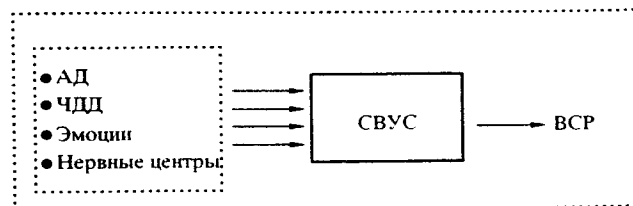


Рис. 1. Схема модели системы вегетативного управления сердцем. Расшифровку аббревиатур см. в тексте.

Очень сильно выражены взаимодействия между сердечно-сосудистой и дыхательной системами, результатом которых является респираторная синусная аритмия [2, 3]. Несмотря на то, что уровень данного межсистемного взаимодействия окончательно не выяснен, использование параметров работы дыхательной системы для изучения характеристик работы СВУС представляется перспективным, тем более, что контроль подобных параметров не представляет больших трудностей. Регистрация работы дыхательной системы дает возможность контролировать значительную часть информации на входе в СВУС. Анализ сигналов на входе в систему и выходного сигнала (в виде ВСР) при различных условиях функционирования СВУС позволяет описывать и изучать свойства и динамику взаимодействия дыхательной и сердечно-сосудистой систем.

Если предположить, что все ритмические процессы внутри СВУС осуществляются на различных частотах колебаний и с различной силой, а сложный выходной колебательный сигнал системы является своего рода суммацией всех внутренних процессов, то при совпадении частот колебаний каких-либо двух процессов внутри СВУС следует ожидать эффект резонансного усиления влияния данной частоты на формирование выходного сигнала.

Таким образом, возможно применение контролируемых дыхательных возмущений с разной частотой колебаний на входе в СВУС с целью выявления других периодических процессов внутри системы [4] и изучения их свойств на основе оценки величины резонансных откликов на разных частотах в выходном сигнале СВУС – ВСР. Использование эффекта резонанса может уменьшить влияние дополнительных нерегистрируемых входных факторов на выходной сигнал СВУС.

Оправданность нашего предположения подтверждается описанным в работе [5] частотно-зависимым феноменом выраженности влияния работы дыхательной системы на основные параметры функционирования сердечно-сосудистой системы, например, ВСР и АД.

Одним из наиболее удобных способов оценки гармонических составляющих ВСР является ее спектральный анализ.

Целью настоящей работы было изучение природы периодических колебаний частоты сердечного ритма на основе применения управляемого по частоте дыхания.

МЕТОДИКА

Изучались частотные оценки компонент спектра ВСР у 36 добровольцев (26 мужчин и 10 жен-

щин в возрасте 19–21 года) без признаков сердечно-сосудистой и дыхательной патологии.

Регистрация ритмограмм производилась при проведении ортостатической пробы с управляемым по частоте дыханием (период дыхания от 4 до 12 с). При этом регистрировались две серии *RR*-рядов электрокардиограммы (ЭКГ) (в горизонтальном и вертикальном положениях тела испытуемых) по пять в каждой (при управляемом дыхании с периодом 4, 6, 8, 10 и 12 с). Темп дыхания задавался импульсным звуковым сигналом с длительностью 0.5 с. В момент появления звукового сигнала испытуемый делал вдох. Никаких других требований по характеру дыхания не предъявлялось. Испытуемые самостоятельно выбирали удобные для себя продолжительность и соотношение фаз вдоха и выдоха, а также глубину дыхания. Единственной дополнительной рекомендацией при инструктировании добровольцев перед началом исследования являлось то, чтобы глубина и временная структура дыхательного цикла были приближены к таковым при спонтанном дыхании, а не носили характер форсированного дыхания. Длительность каждого этапа управляемого дыхания составляла 3 мин, по окончании каждого из них регистрировали АД по методу Короткова.

Частотные оценки variability сердечного ритма получали параметрическим методом построения спектра временного *RR*-ряда ЭКГ на основе авторегрессионной модели 14 порядка, что является альтернативой классическому Фурье-преобразованию временного ряда [6, 7]. Программа анализа спектра, созданная в Саратовском НИИ кардиологии МЗ РФ (Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 980656 от 12 ноября 1998 года), обеспечивает шаг вычисления спектральной плотности мощности по частоте не менее 0.01 Гц в диапазоне от 0.01 Гц до 0.5 Гц, период квантования массива *RR*-интервалов – 0.5 с. Для дальнейшего анализа выделяли три диапазона спектра: высокочастотный (*HF* – 0.15–0.4 Гц), низкочастотный (*LF* – 0.04–0.15 Гц) и сверхнизкочастотный (*VLFF* – <0.04 Гц) [8], в которых вычислялась частотная мощность спектра ВСР (мс^2).

Для спектрального анализа отбирались ритмограммы без помех, экстрасистол, выраженного линейного тренда и переходных процессов.

Кроме абсолютных величин мощности компонент спектра ВСР, были вычислены показатели прироста мощностей данных компонент, полученные по формуле: $\Delta \text{var}2-1 = (\text{var}2 - \text{var}1)/\text{var}1$. Аналогично рассчитывались значения динамики уровня средних *RR*-интервалов. Для удобства представления полученных результатов приняты следующие условные обозначения: *LF* – низкочастотная компонента спектра ВСР; *HF* – высоко-

Таблица 1. Мощность компонент спектра variability сердечного ритма (BCP) при пробах с управляемым дыханием, Me (25%; 75%)

Параметры	Период управляемого дыхания				
	4 с	6 с	8 с	10 с	12 с
	лежа				
$LF, мс^2$	582.5 (351; 1152)	682 (352; 1296)	2449 (1147; 3759)	2987 (1352; 4597)	1996 (1029; 3594)
$HF, мс^2$	1482 (699; 3745)	2054.5 (967; 3820)	1372 (844; 2126)	1547 (553; 2504)	1972 (607; 2601)
RR	0.882 (0.752; 0.927)	0.868 (0.769; 0.967)	0.891 (0.817; 0.971)	0.877 (0.814; 0.961)	0.901 (0.82; 0.937)
	стоя				
$LF, мс^2$	631.5 (340; 868)	890 (370; 1023)	1534 (703; 2435)	1303 (737; 2112)	942 (585; 1883)
$HF, мс^2$	326.5 (177; 579)	585 (302; 1006)	452 (212; 691)	278 (220; 595)	318 (211; 753)
RR	0.685 (0.608; 0.753)	0.695 (0.618; 0.737)	0.693 (0.607; 0.737)	0.691 (0.617; 0.724)	0.607 (0.59; 0.705)

Примечание. Здесь и в табл. 3: LF – низкочастотная компонента спектра BCP, HF – высокочастотная компонента спектра BCP, RR – средние значения RR -интервалов ЭКГ.

частотная компонента спектра BCP; RR – средние значения RR -интервалов ЭКГ; 4 – этап функциональной пробы с управляемым дыханием периодом 4 секунды; 6 – то же периодом 6 секунд; 8 – то же периодом 8 секунд; 10 – то же периодом 10 секунд; 12 – то же периодом 12 секунд; *1 – первая серия ритмограмм (горизонтальное положение испытуемого); *2 – вторая серия ритмограмм (вертикальное положение испытуемого); $LF4^{*2-1}$ – прирост мощности LF -компоненты при переходе в ортостаз при управляемом дыхании периодом 4 секунды; $LF6-4^{*1}$ – прирост мощности LF -компоненты при дыхании периодом 6 секунд, относительно дыхания периодом 4 секунды, в горизонтальном положении испытуемого, и т.д.

Статистические расчеты выполнялись при помощи программного пакета "Statistica 6.0". Все данные исследовались на соответствие закону нормального распределения при помощи вычисления критерия Шапиро–Уилка W [9], с целью выбора дальнейшей методики их изучения: параметрического или непараметрического методов. Выявлено, что не все исследуемые данные описываются законом нормального распределения, поэтому дальнейшие расчеты производились методами непараметрической статистики. Сравнения переменных выполнялись при помощи критерия парных сравнений Вилкоксона (Z -критерий значимости различий) [10, 11]. Корреляционные связи оценивались на основе коэффициентов ранговых корреляций Спирмена (R).

Данные представлены в виде квартилей [Me (25%, 75%)] для выборок. Уровень значимости ошибок первого рода (α) принимался не более 5%.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Показано, что частотные диапазоны спектра BCP при отсутствии в их области внешних дыхательных возмущений характеризуются относительным постоянством абсолютных значений спектральной плотности мощности (табл. 1). В спектре BCP, при наличии внешних дыхательных возмущений на частоте дыхания определяется значительное повышение спектральной плотности мощности (табл. 1), относительно таковой на данной частоте спектра без дыхательных возмущений в ее области: прирост мощности в горизонтальном положении тела испытуемых составляет в LF -диапазоне (период дыхания 8–12 секунд) 4–6 раз ($LF8^{*1}$, $LF10^{*1}$, $LF12^{*1}$ относительно $LF4^{*1}$, $LF6^{*1}$) и 1–2 раза в HF -диапазоне ($HF4^{*1}$, $HF6^{*1}$ относительно $HF8^{*1}$, $HF10^{*1}$, $HF12^{*1}$), а в вертикальном положении тела – 2–3 раза и 1–1.5 раза, соответственно.

Таким образом, можно говорить о неоднородной чувствительности LF - и HF -диапазонов спектра BCP к периодическим дыхательным возмущениям. При этом абсолютные значения спектральных плотностей мощности на частотах дыхания имеют большие значения в LF -диапазоне, чем в HF -диапазоне, различия которых более выражены в вертикальном ($Z = 1.92$, $p = 0.05$), чем в горизонтальном ($Z = 3.66$, $p = 0.0003$) положениях тела испытуемых. Максимальные абсолютные значения спектральной плотности мощности регистрировались при дыхании периодом 10 с (0.1 Гц-компонента спектра BCP) (табл. 1), что соответствует представлениям о существовании устойчивой компоненты спектра BCP в области 0.1 Гц (LF -диапазон) [12–16].

В течение регистрации ритмограмм каждой серии проб средний уровень ЧСС оставался относительно стабильным, поэтому можно говорить о

том, что динамика мощности компонент спектра ВСП обусловлена результатом воздействия управляемого дыхания на СВУС, а не изменением общего функционального тонуса системы.

При переходе в положение ортостаза наблюдалось снижение мощности отклика спектра на частотах дыхания: *LF*-диапазон – в 1.5–2 раза, *HF*-диапазон – в 4–5 раз ($p < 0.01$). Спектральная плотность мощности диапазонов спектра ВСП при отсутствии дыхательных возмущений на их частотах в условиях перехода в ортостаз статистически значимо снижалась только в *HF*-диапазоне (*HF8*2*, *HF10*2*, *HF12*2* относительно *HF8*1*, *HF10*1*, *HF12*1*) в 2.5 – 6 раз ($p < 0.01$). При переходе в ортостаз средний уровень ЧСС повышался на 20–25% от исходного (табл. 1). Из этого следует, что ортостатическая динамика показателей спектра ВСП обусловлена изменением общего вегетативного статуса организма в сторону увеличения активности симпатического отдела вегетативной нервной системы (повышение среднего уровня ЧСС).

С целью изучения взаимоотношений диапазонов спектра ВСП произведен анализ корреляций абсолютных значений спектральной мощности *LF*- и *HF*-диапазонов. Показано, что в положении испытуемых лежа *LF*- и *HF*-компоненты спектра ВСП статистически достоверно независимы при периоде дыхания 4 и 10 секунд (рис. 2). Следовательно, можно говорить о существовании резонансного отклика в спектре ВСП на частотах 0.1 Гц [17, 18] и 0.25 Гц, так как выраженность эффекта резонанса зависит только от свойств колебательного процесса на данной частоте и не зависит от других факторов, что обуславливает резкое уменьшение корреляции между *LF*- и *HF*-диапазонами.

Таким образом, показано существование в СВУС двух колебательных процессов на частотах 0.1 Гц и 0.25 Гц. Нами произведен анализ свойств данных колебательных процессов СВУС.

Наибольшее значение корреляции абсолютных величин мощности *LF*- и *HF*-диапазонов при периоде дыхания 8 с (рис. 2) позволяет говорить о тесном взаимодействии 0.1Гц- и 0.25Гц-генераций СВУС в данных условиях. Это наблюдение согласуется с предположением, высказанным в работах [19, 20], о том, что *LF*- и *HF*-компоненты спектра ВСП внутренне связаны. Вероятно, период дыхания 8 с (0.125 Гц) оказывает практически равное действие как на 0.1Гц-колебания, так и на 0.25Гц-колебания системы. Частотная близость 8-секундного управляемого дыхания к области 0.1 Гц спектра ВСП обуславливает более значимый отклик в *LF*-диапазоне, который все же меньше резонансного. При этом абсолютные значения компонент спектра ВСП при дыхании на частоте 0.125 Гц плохо прогнозируют последующую

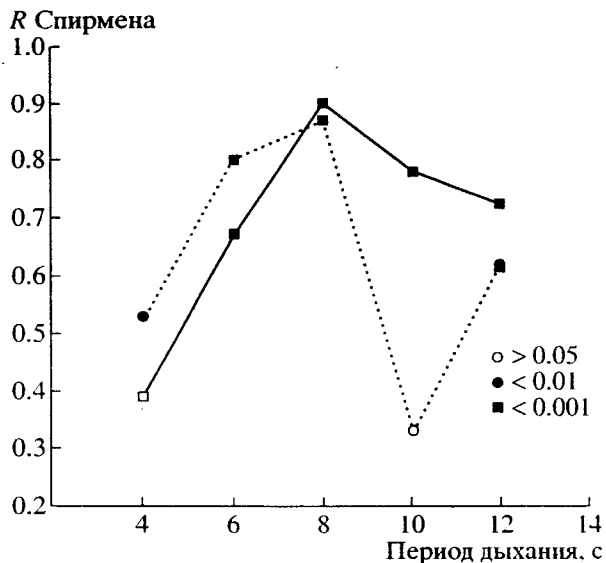


Рис. 2. Динамика значений коэффициентов корреляции Спирмена *LF*- и *HF*-диапазонов спектра ВСП при изменении периода управляемого дыхания во время ортостатической пробы. Сплошная линия – стоя, пунктирная – лежа.

ортостатическую динамику спектральной плотности в обоих диапазонах [$R(LF8*1 \& LF8*2-1) = -0.37, p = 0.71; R(HF8*1 \& HF8*2-1) = -0.39, p = 0.077$]. Однако *HF*-динамика предсказывается несколько лучше, хотя и не достоверно. Произшедшую ортостатическую динамику плотности мощности *LF*- и *HF*-компонент спектра в условиях управляемого дыхания периодом 8 с их абсолютные величины описывают лучше [$R(LF8*2 \& LF8*2-1) = 0.545, p = 0.01; R(HF8*2 \& HF8*2-1) = 0.573, p = 0.007$], чем при других частотах внешних дыхательных возмущений на входе в СВУС. Полученные данные подтверждают наше предположение о равносильности влияния 0.125Гц-дыхательных возмущений на 0.1Гц- и 0.25Гц-колебания СВУС, поэтому можно считать, что область 0.125 Гц в спектре ВСП является переходной зоной влияния данных периодических колебаний системы.

Наличие в СВУС двух автономных колебательных процессов позволяет предположить существование двух закрытых колебательных контуров в системе на данных частотах (рис. 3), каждый из которых будет характеризоваться определенными параметрами своей работы, например, величиной задержки в обратной связи.

Независимость 0.1Гц- и 0.25Гц-генераций СВУС подтверждается также резким уменьшением силы корреляции между ортостатической динамикой мощностей *LF*- и *HF*-диапазонов спектра ВСП при наличии внешних дыхательных возмущений на данных частотах (рис. 4), когда проявляется резонансный отклик в спектре. Анализ ре-

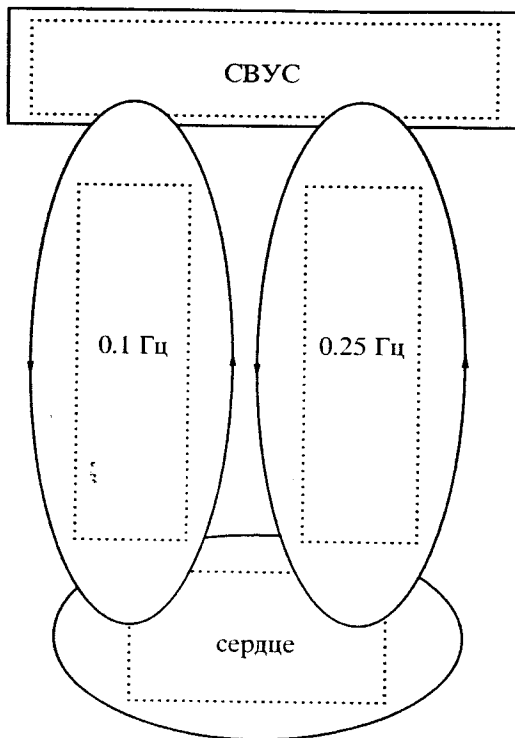


Рис. 3. Функционирование системы вегетативного управления сердцем с точки зрения наличия в ней автономных колебательных контуров.

результатов, представленных на рис. 4, приводит к выводу, что 0.1Гц-генерация обладает меньшей степенью зависимости от 0.25Гц-генерации, чем наоборот. 0.1Гц-генерация является также более мощной, что характеризуется более выраженным резонансным откликом при периоде дыхания 10 с, чем при 4 с (табл. 1).

Таким образом, 0.1Гц-генерация СВУС – мощный автономный механизм управления сердечным ритмом, тогда как 0.25Гц-генерация СВУС – средней силы колебательный процесс, динамика

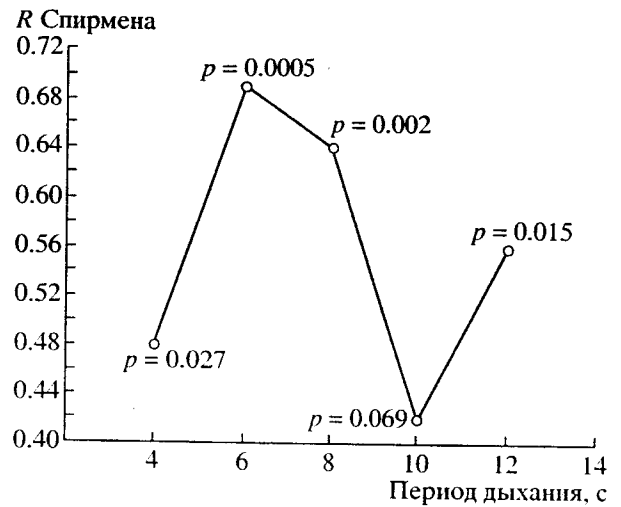


Рис. 4. Коэффициенты корреляции Спирмена ортостатической динамики мощностей *LF*- и *HF*-компонент спектра ВСП при различных периодах дыхания.

характеристик которого при изменении общего вегетативного статуса в некоторой степени сопряжена с динамикой 0.1Гц-генерации системы.

Изолированное изучение *LF*- и *HF*-диапазонов спектра ВСП показало, что средний уровень спектральной плотности мощности *HF*-диапазона во время одной серии дыхательных проб (при всех периодах дыхания) определяется мощностью 0.25Гц-генерации в условиях управляемого дыхания периодом 4 с, тогда как 0.1Гц-генерация (определяемая при периоде дыхания 10 с) определяет средний уровень мощности *LF*-диапазона только в условиях внешних дыхательных возмущений в системе в данном частотном диапазоне (табл. 2). На этом основании можно предполагать, что 0.25Гц-генерация является весьма стабильным процессом в СВУС, выраженность влияния которого на выходной сигнал системы (т.е. спектр ВСП) мало зависит от частотного состава вход-

Таблица 2. Значения коэффициентов корреляции Спирмена при изучении свойств 0.1Гц- и 0.25Гц-генераций системы вегетативного управления сердцем

Параметры	R Спирмена	p-level	Параметры	R Спирмена	p-level
<i>HF</i> 4*1 & <i>HF</i> 6*1	0.795	<0.0001	<i>LF</i> 10*1 & <i>LF</i> 4*1	0.268	0.19
<i>HF</i> 4*1 & <i>HF</i> 8*1	0.61	0.0012	<i>LF</i> 10*1 & <i>LF</i> 6*1	0.439	0.028
<i>HF</i> 4*1 & <i>HF</i> 10*1	0.798	<0.0001	<i>LF</i> 10*1 & <i>LF</i> 8*1	0.49	0.0127
<i>HF</i> 4*1 & <i>HF</i> 12*1	0.81	<0.0001	<i>LF</i> 10*1 & <i>LF</i> 12*1	0.58	0.002
<i>HF</i> 4*2 & <i>HF</i> 6*2	0.84	<0.0001	<i>LF</i> 10*2 & <i>LF</i> 4*2	0.44	0.062
<i>HF</i> 4*2 & <i>HF</i> 8*2	0.71	0.0003	<i>LF</i> 10*2 & <i>LF</i> 6*2	0.46	0.051
<i>HF</i> 4*2 & <i>HF</i> 10*2	0.81	<0.0001	<i>LF</i> 10*2 & <i>LF</i> 8*2	0.83	<0.0001
<i>HF</i> 4*2 & <i>HF</i> 12*2	0.62	0.003	<i>LF</i> 10*2 & <i>LF</i> 12*2	0.83	<0.0001

Примечание: объяснение условных сокращений см. в разделе "Методика".

ных сигналов в систему управления, то есть можно говорить об устойчивости колебательного процесса к действию внешних факторов. В то же время внешние воздействия на 0.1Гц-генерацию СВУС способны значительно изменять выраженность ее влияния на формирование спектра ВСР.

Указанные свойства колебательных процессов СВУС носят принципиальный характер для понимания механизма функционирования системы. Можно предполагать, что для работы того или иного колебательного контура управления важное значение имеет система обратной связи [21]. При этом характер эфферентного сигнала в контуре будет зависеть от характеристик афферентной информации, поступившей в центр управления колебательным контуром. Разнообразие качества афферентной информации, обусловленное влиянием различных окружающих систему факторов, порождает адекватный условиям эфферентный сигнал, что является оптимальным способом функционирования системы управления.

Введение в афферентный сигнал гармонической составляющей с частотой, совпадающей с основной частотой колебаний контура управления, обуславливает определенную стандартизацию афферентной информации в интервале времени в данном контуре, т.е. возможно нарушение механизма контроля, адекватного изменяющимся условиям окружающей среды.

Таким образом, применение управляемого дыхания можно расценивать как введение периодической компоненты во внешний шумовой сигнал [22, 23] с целью изучения свойств функционирования СВУС.

Из всего вышеуказанного можно предположить, что 0.25Гц-контур значительно хуже пропускает в себя внешние гармонические сигналы, относительно 0.1Гц-генерации, то есть 0.25Гц-механизм управления характеризуется весьма низкой чувствительностью к внешним воздействиям.

Выявленные особенности механизмов вегетативного управления сердцем, вероятно, определяют физиологическое значение их в работе системы в целом.

Наше предположение о подверженности 0.1Гц-генерации СВУС внешним факторам подтверждается также особенностями изменения взаимоотношений между абсолютными значениями мощности *LF*- и *HF*-диапазонов спектра ВСР в ходе ортостатической пробы при управляемом дыхании периодом 10 с (рис. 2): наблюдается резкое снижение независимости 0.1Гц-генерации от *HF*-диапазона [$R(LF10^*1 \ \& \ HF10^*1) = 0.33, p = 0.11$ при переходе в ортостаз изменяется на $R(LF10^*2 \ \& \ HF10^*2) = 0.78, p = 0.00006$].

Ортостатическая проба значительно изменяет условия функционирования сердечно-сосудистой системы, что характеризуется изменением основ-

Таблица 3. Коэффициенты корреляции Спирмена *LF*- и *HF*-компонент спектра ВСР со средним уровнем ЧСС (величина, обратная *RR*)

<i>RR</i> & <i>HF</i>	<i>R</i> Спирмена	<i>p</i> -level	<i>RR</i> & <i>LF</i>	<i>R</i> Спирмена	<i>p</i> -level
4*1	0.66	0.0003	4*1	0.56	0.003
6*1	0.59	0.0018	6*1	0.62	0.0009
8*1	0.45	0.023	8*1	0.58	0.002
10*1	0.55	0.004	10*1	0.42	0.035
12*1	0.65	0.0004	12*1	0.65	0.0004
4*2	0.32	0.15	4*2	0.7	0.0004
6*2	0.66	0.001	6*2	0.46	0.037
8*2	0.73	0.00018	8*2	0.76	0.00006
10*2	0.64	0.0023	10*2	0.62	0.0039
12*2	0.71	0.0005	12*2	0.68	0.001

ных параметров ее работы: венозный возврат, центральный и минутный объем крови, частота сердечных сокращений и др. [24]. Изменение условий работы СВУС неизбежно влечет за собой динамику внутренних характеристик ее функционирования. В качестве показателя функционального состояния системы вегетативного управления нами использовался средний уровень ЧСС в течение регистрации *RR*-ряда. Необходимо отметить, что в течение каждой серии регистрации ритмограмм в ходе дыхательных проб средний уровень ЧСС оставался относительно постоянным (табл. 1).

Показано, что абсолютные величины спектральной плотности мощности *LF*- и *HF*-диапазонов коррелируют со средним уровнем ЧСС во время функциональной пробы (табл. 3), при этом, чем выше мощность компонент спектра ВСР, тем ниже средний уровень ЧСС. Отметим, что *HF*-компонента при положении испытуемых лежа лучше определяет ЧСС при управляемом дыхании периодом 4 с, а также 10 и 12 с, а при переходе в ортостаз в условиях дыхания периодом 4 с связь *HF*-диапазона с уровнем ЧСС теряется. *LF*-компонента характеризует состояние вегетативного тонуса практически всегда, кроме 0.1Гц-резонансной области дыхания.

Дальнейшее изучение *HF*-диапазона показало, что его абсолютные значения имеют среднюю прогностическую силу для изучения возможной ортостатической динамики ЧСС только при управляемом дыхании периодом 4 с [$R(HF4^*1 \ \& \ RR4^*2-1) = -0.42, p = 0.05$]. Учитывая все указанное, можно утверждать, что 0.25Гц-генерация СВУС характеризует адаптационный резерв системы.

LF-генерация СВУС не является прогностическим критерием индивидуальных адаптационных

возможностей системы [$R(LF^{*1} \& RR^{*2-1}) < |-0.25|, p > 0.05$]. В то же время, ни LF -, ни HF -диапазоны не могут описывать уже произошедшие изменения в СВУС [$R(LF^{*2} \& RR^{*2-1}) < |0.26|, p > 0.05$; $R(HF^{*2} \& RR^{*2-1}) < |0.22|, p > 0.05$].

В положении лежа у испытуемых СВУС находится в определенном функциональном состоянии, нагрузка на систему управления умеренная. Поэтому можно увидеть те незначительные изменения в механизме управления при использовании управляемого дыхания с целью вызывания эффекта резонанса в естественных колебательных контурах СВУС. В целом динамика среднего уровня ЧСС во время серии дыхательных проб не зависит от абсолютных значений среднего уровня ЧСС, однако, выявлена одна корреляционная связь: $R(RR8^{*1} \& RR10-8^{*1}) = -0.44, p = 0.027$. Из этого следует, что эффект резонанса на частоте 0.1 Гц вызывает изменения в системе контроля ЧСС, при этом, однако, адаптационный ресурс системы находится в определенных физиологических пределах, поэтому, чем выше исходный уровень ЧСС, тем меньше будет последующее увеличение ЧСС в ответ на 0.1Гц-резонанс в спектре ВСП. Степень прироста средней ЧСС коррелирует с выраженностью резонансного прироста в области 0.1 Гц в ответ на управляемое дыхание периодом 10 секунд: $R(RR10-8^{*2} \& LF10-8^{*2}) = 0.69, p = 0.0007$; $R(RR10-12^{*2} \& LF10-12^{*2}) = 0.61, p = 0.005$.

Представляет интерес факт, что 0.1Гц-генерация СВУС определяет значение ЧСС в данный конкретный момент времени только в положении стоя [$R(LF10^{*1} \& RR10^{*1}) = 0.42, p = 0.055$; $R(LF10^{*2} \& RR10^{*2}) = 0.62, p = 0.0039$], тогда как HF -генерация – только в положении лежа [$R(HF4^{*1} \& RR4^{*1}) = 0.66, p = 0.0003$; $R(HF4^{*2} \& RR4^{*2}) = 0.32, p = 0.15$]. Вероятно, влияние 0.1Гц-контур управления на определение уровня ЧСС становится значимым при изменении условий работы сердечно-сосудистой системы, тогда как в состоянии относительно стабильных условий работы сердца управление уровнем ЧСС осуществляется 0.25Гц-контуром управления.

Проведенный анализ наводит на следующий вопрос: насколько возможно изучение целостной структуры СВУС при анализе свойств колебательных контуров управления в ней? Учитывая то, что резонансный отклик в СВУС значительно определяет формирование структуры ВСП, можно сделать предположение о невозможности оценки всей системы управления в целом, так как эффект резонанса способен характеризовать только тот колебательный процесс СВУС, на основе которого он возник. Поэтому можно сделать вывод о том, что изучение свойств целостной СВУС возможно при отсутствии внешних возмущений на входе в систему в области резонансных частот (0.1 Гц и 0.25 Гц).

Особенно это относится к 0.1Гц-генерации СВУС, так как мощность этого процесса достаточно велика. Поэтому при появлении эффекта резонанса влияние его на степень ВСП значительно, что не позволяет полноценно исследовать другие параметры системы. Это относится и к анализу 0.25Гц-генерации при 0.1Гц-резонансе, так как нами уже показано, что свойства 0.25Гц-компоненты спектра ВСП в некоторой степени определяются 0.1Гц-генерацией.

Таким образом, изучение целостной структуры СВУС необходимо производить без внешних возмущений с частотой 0.1 и 0.25 Гц, например, в условиях возмущений в переходной зоне влияния данных компонент.

ВЫВОДЫ

1. 0.1Гц-генерация СВУС – мощный механизм управления сердечным ритмом, характеристики которого могут изменяться под действием внешних факторов, играющий важную роль в контроле ЧСС при изменении общего вегетативного статуса организма.

2. 0.25Гц-генерация СВУС – средней мощности механизм управления сердечным ритмом, устойчивый к действию внешних факторов, характеризующий адаптационный резерв СВУС и определяющий уровень ЧСС при стабильном общем вегетативном статусе организма.

3. Изучение свойств собственных колебательных процессов СВУС возможно на основе эффекта резонанса в спектре ВСП при воздействии управляемого дыхания на частотах колебаний.

4. Изучение общих свойств СВУС, вероятно, необходимо производить при условии отсутствия внешних возмущений на частотах, близких к резонансным для системы, то есть 0.1 Гц и 0.25 Гц.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Glass L. Synchronization and rhythmic processes in physiology // *Nature*. 2001. V. 410. P. 277.
2. Ludwig C. Beiträge zur Kenntnis des Einflusses der Respirationsbewegung auf den Blutlauf im Aortensystem // *Arch. Anat. Physiol.* 1847. Bd. 13. P. 242.
3. Dornhorst A.C., Howart P., Leathart G.L. Respiratory variations in blood pressure // *Circulation*. 1952. V. 6. P. 553.
4. Киселев А.П., Колюжирова О.М. Новый подход к изучению внутренних характеристик вегетативного управления сердцем // *Саратовский научно-медицинский вестник*. 2002. Т. 1. № 1. С. 45.
5. Pitzalis M.V., Mastropasqua F., Massari F. et al. Effect of respiratory rate on the relationships between RR interval and systolic blood pressure fluctuations: a frequency-dependent phenomenon // *Cardiovascular Research*. 1998. V. 38. № 2. P. 332.

6. *Kay S.M., Marple S.L.* Spectrum analysis: a modern perspective // Proc IEEE. 1981. V. 69. P. 1380.
7. *Марпл С.Л.(мл).* Цифровой спектральный анализ и его приложения. М.: Мир, 1990. 584 с.
8. Heart rate variability (Standart of measurement, physiological inpretation, and clinical use) // Circulation. 1996. V. 93. № 5. P. 1043.
9. *Shapiro S.S., Wilk M.B., Chen H.J.* A comparative study of various tests of normality // J. Amer. Statistical Association. 1968. V. 63. P. 1343.
10. *Wilcoxon F.* Individual comparisons by ranking methods // Biometrika Bull. 1945. V. 1. P. 80.
11. *Wilcoxon F.* Probability tables for individual comparisons by ranking methods // Biometrics. 1947. V. 3. P. 119.
12. *De Boer R.W., Karemuiker J.M., Stracker J.* On the spectral analysis of blood pressure variability // Am. J. Physiol. 1986. V. 251. № 3. Pt. 2. P. 685.
13. *De Boer R.W., Karemuiker J.M., Stracker J.* Relationships between short-term blood pressure fluctuations and heart variability in resting subjects. I. A spectral analysis approach // Med. Biol. Eng. Comput. 1985. V. 23. № 4. P. 352.
14. *De Boer R.W., Karemuiker J.M., Stracker J.* Relationships between short-term blood pressure fluctuations and heart variability in resting subjects. II. A simple model // Med. Biol. Eng. Comput. 1985. V. 23. № 4. P. 359.
15. *De Boer R.W., Karemuiker J.M., Stracker J.* Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in humans: a beat-to-beat model // Am. J. Physiol. 1987. V. 253. № 3. P. 680.
16. *Madwed J.B., Albrecht P., Mark R.G., Cohen R.J.* Low-frequency oscillation in arterial pressure and heart-rate: a simple computer model // Am. J. Physiol. 1989. V. 256. № 6. P. 1573.
17. *Malpas S.C., Todd A.Hore, Navakatikyan M. et al.* Resonance in renal vasculature evoked by activation of the sympathetic nerves // Am. J. Physiol. 1999. V. 276. № 45. P. 1311.
18. *Кутерман Э.М., Хаспекова Н.Б.* Ритм сердца при пробе 6 дыханий в минуту // Физиология человека. 1992. Т. 18. № 4. С. 52.
19. *Malliani A.* Физиологическая интерпретация спектральных компонентов variability сердечного ритма (HRV) // Вестник аритмологии. 1998. № 9. С. 47.
20. *Cavalcanti S.* Arterial baroreflex influence on heart rate variability: a mathematical model – based analysis // Med. Biol. Eng. Comput. 2000. V. 38. № 2. P. 189.
21. *Ringwood J.V., Malpas S.C.* Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model // Am. J. of Physiology – Regulatory Integrative and Comparative Physiology. 2001. V. 280. № 4. P. 1105.
22. *Radhakrishna K.K.A., Dutt D.N., Yeragani V.K.* Nonlinear measures of heart rate time series: influence of posture and controlled breathing // Autonomic Neuroscience – Basic & Clinical. 2000. V. 83. № 3. P. 148.
23. *Patwardhan A., Evans J., Bruce E., Knapp P.C.* Heart rate variability during symptho-excitatory challenges: comparison between spontaneous and metronomic breathing // Integr. Physiol. Behav. Sci. 2001. V. 36. № 2. P. 109.
24. *Аронов Д.М., Лупанов В.П., Розоза А.Н., Лопатин Ю.М.* Функциональные пробы в кардиологии. Лекция VII. Функциональные пробы, основанные на локальных воздействиях на нервные окончания и направленном изменении венозного возврата крови // Кардиология. 1996. № 7. С. 77.