

УДК 612.178.4: 612.172.2]-073.584(045)

ОЦЕНКА ВЕГЕТАТИВНОГО УПРАВЛЕНИЯ СЕРДЦЕМ НА ОСНОВЕ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

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

*Саратовский государственный медицинский университет

**Саратовский НИИ кардиологии

Поступила в редакцию 22.10.2003 г.

Исследовались частотные оценки спектра variability сердечного ритма (ВСР) в низкочастотном (*LF*) и высокочастотном (*HF*) диапазонах спектра у молодых мужчин и женщин в ходе проведения ортостатической пробы с управляемым по частоте (период дыхания 10 секунд) и спонтанным дыханием. Показано, что спектральные составляющие ВСР не несут в своей сущности половой дифференциации, что свидетельствует о единой структурной организации системы вегетативного управления сердцем (СВУС) у человека. *LF*-компонента спектра ВСР является маркером функционального состояния СВУС, изучение которой необходимо производить в условиях управляемого дыхания с частотой 0.1 Гц. *HF*- и *LF*-компоненты ВСР характеризуют состояние СВУС в конкретный момент времени и не имеют непосредственной описательной ценности относительно ее адаптационного резерва. *HF*-компонента спектра ВСР представляет интерес для изучения перспектив возможностей ее использования в целях оценки динамики адаптационного резерва вегетативного управления сердцем. Анализ данной компоненты лучше производить при отсутствии внешних возмущений в *LF*-диапазоне спектра.

Влияние вегетативной нервной системы (ВНС) на ритмическую деятельность сердца принято называть модулирующим, что реализуется путем реципрокного взаимодействия симпатического и парасимпатического отделов ВНС. Функционирование подобной системы контроля частоты сердечных сокращений (ЧСС) обуславливает изменчивость *RR*-интервала [1, 2], которая может быть эффективно исследована оценкой частотного спектра variability сердечного ритма (ВСР) [3]. Однако нелинейность динамики сердечного ритма не может быть обусловлена простым реципрокным взаимодействием компонентов ВНС. Нелинейный компонент ВСР обусловлен задержкой в петле обратной связи системы вегетативного управления сердцем (СВУС), что связано с особенностями деятельности регуляторных центров нервной системы [4].

В изучении нелинейных свойств СВУС большое значение принадлежит созданию модели управления сердечной функцией на основе барорефлекса [5–9], получившей название Де Боер-модели и объясняющей возможную природу *LF*-генерации спектра ВСР. Устойчивая компонента спектра в области 0.1 Гц (*LF*-диапазон) характеризует свойства центрального звена СВУС [10–13], в частности, эффект обратной связи в системе управления, что дополняет предложенную Де Боер и соавторами модель [11, 14, 15].

Обнаружено, что шумовые внешние возмущения [16] на входе в СВУС порождают спектр ВСР на выходе из нее [17], то есть, показано значение методики контролируемых внешних возмущений в исследовании внутренних характеристик данной системы. Применение управляемого дыхания можно расценивать как введение периодической компоненты во внешний шумовой сигнал [18, 19]. Выбор частоты управляемого дыхательного возмущения можно произвести, согласно Де Боер-модели, когда наличие собственных колебаний системы с частотой около 0.1 Гц позволяет использовать резонансный отклик в *LF*-диапазоне [20] в ответ на управляемое дыхание с периодом 10 секунд, т.е. с частотой 0.1 Гц [21]. Эффект резонанса в данном случае обусловлен физическим совпадением частот двух гармонических колебательных процессов: внешнего дыхательного возмущения и собственных колебаний системы.

Известно, что при переходе человека из горизонтального положения в вертикальное часть циркулирующей по сосудистому руслу крови перемещается в нижние отделы тела, при этом происходит уменьшение венозного возврата к сердцу. При этом центральный объем крови уменьшается на 20%, а минутный объем крови – на 1.0–2.7 л/мин [22]. На этом фоне повышение тонуса симпатического отдела ВНС обуславливает увеличение ЧСС и общего периферического сосудистого сопротивления. Искусственное изменение

объема венозного возврата, осуществляемое при помощи ортостатической функциональной пробы, позволяет изучать адаптационные реакции системы кровообращения, сопровождающиеся изменением степени variability сердечного ритма, что связано с динамикой внутреннего функционального состояния СВУС.

Целью настоящего исследования было изучение динамики характеристик СВУС согласно Де Боер-модели в ходе проведения ортостатической пробы среди молодых здоровых лиц мужского и женского пола.

МЕТОДИКА

Изучались частотные оценки спектра variability сердечного ритма в *LF*- и *HF*-диапазонах спектра [23] у 124 практически здоровых добровольцев (74 мужчины и 50 женщин) без признаков сердечной патологии, в возрасте 20 ± 1 лет.

Испытуемым проводилась ортостатическая проба с управляемым дыханием, состоящая из следующих этапов: 1) горизонтальное положение, спонтанное дыхание; 2) горизонтальное положение, управляемое дыхание с периодом 10 секунд; 3) вертикальное положение, спонтанное дыхание; 4) вертикальное положение, управляемое дыхание с периодом 10 секунд.

Длительность каждого этапа функциональных проб составляла 3 минуты, в течение которых производилась регистрация ритмограмм. Между этапами регистрации ритмограмм устраивался перерыв на 2–3 минуты с целью ликвидации влияния на результаты исследования переходных процессов. Темп управляемого дыхания задавался импульсным звуковым сигналом с длительностью 0.5 с. В момент появления звукового сигнала испытуемый делал вдох. Никаких других жестких требований на характер дыхания мы не накладывали. Испытуемые самостоятельно выбирали такую продолжительность и соотношение фаз вдоха и выдоха, а также глубину дыхания, какие им были удобны. 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. После каждого этапа функциональной пробы выполнялась регистрация артериального давления (АД) по методу Короткова.

Для получения частотных оценок ВСП использовался параметрический метод построения спектра временного *RR*-ряда на основе авторегрессионной модели 14 порядка, что является альтернативой классическому Фурье-преобразованию временного ряда [24, 25]. Программа анализа спектра, созданная в Саратовском НИИ кардиоло-

гии МЗ РФ (Свидетельство МЗ РФ № 044), обеспечивает шаг вычисления спектральной плотности мощности по частоте не менее 0.01 Гц в диапазоне от 0.01 Гц до 0.5 Гц. Для спектрального анализа отбирались трехминутные ритмограммы, не содержащие помех, экстрасистол, выраженного линейного тренда и переходных процессов.

Кроме абсолютных величин мощности компонент спектра ВСП, были вычислены показатели прироста мощностей данных компонент, полученные по формуле: $\Delta var_{2-1} = (var_2 - var_1)/var_1$. Аналогично рассчитывались значения динамики *RR*-интервалов. Приняты следующие условные обозначения для удобства описания полученных результатов: *LF* – низкочастотная компонента спектра ВСП, *HF* – высокочастотная компонента спектра ВСП, *RR* – средние значения *RR*-интервалов, 1 – первый этап ортостатической пробы (горизонтальное положение + спонтанное дыхание), 2 – второй этап ортостатической пробы (горизонтальное положение + управляемое дыхание с периодом 10 секунд), 3 – третий этап ортостатической пробы (вертикальное положение + спонтанное дыхание), 4 – четвертый этап ортостатической пробы (вертикальное положение + управляемое дыхание с периодом 10 секунд), *LF*₂₋₁ – прирост мощности *LF*-компоненты на 2-м этапе пробы, относительно 1-го этапа, и т.д.

Статистические расчеты производились при помощи программного пакета “Statistica 6.0” по показателям мощности спектра в трех диапазонах: высокочастотный (*HF*: 0.15–0.4 Гц), низкочастотный (*LF*: 0.04–0.15 Гц) и сверхнизкочастотный (*VLF*: <0.04 Гц) [23]. Все данные исследовались на соответствие закону нормального распределения, с целью выбора дальнейшего параметрического или непараметрического методов их изучения. Данные представлены в виде квартилей [*Me* (25%, 75%)] для выборок. Уровень значимости ошибок первого рода (α) принимался не более 5%.

С целью выбора дальнейшей методики анализа полученных параметров произведена проверка нулевой гипотезы о соответствии их закону нормального распределения на основе вычисления критерия Шапиро-Уилка *W* [26]. Выявлено, что параметры спектра ВСП не описываются законом нормального распределения, поэтому дальнейшие исследования зависимостей производились методами непараметрической статистики. Сравнения переменных выполнялись при помощи критерия парных сравнений Вилкоксона [27, 28]. Корреляционные связи оценивались на основе коэффициентов ранговых корреляций *R* Спирмена.

Абсолютные значения и динамика спектральной плотности мощности компонент спектра variability сердечного ритма (ВСР) в ходе ортостатической пробы с управляемым дыханием

Показатели	Этапы пробы				
	1	2	3	4	
LF , мс ²	916.5 (667; 153.5)	2367.5 (1349; 3354)	1014 (706; 1554)	1481 (895; 2230)	
HF , мс ²	873.5 (518.5; 1552.5)	1416 (520.5; 2076)	335.5 (183; 590)	415 (241; 786)	
RR , с	0.817 (0.725; 0.877)	0.827 (0.744; 0.897)	0.658 (0.598; 0.729)	0.643 (0.58; 0.716)	
$АД_с$, мм рт. ст.	115 (110; 120)	–	110 (107.5; 120)	–	
$АД_д$, мм рт. ст.	75 (70; 80)	–	75 (70; 80)	–	
	2–1	4–3	3–1	4–2	3–2
ΔLF	1.161 (0.191; 3.247)	0.476 (–0.206; 1.708)	0.038 (–0.359; 1.186)	–0.292 (–0.669; 0.552)	–
ΔHF	0.314 (–0.273; 1.907)	0.498 (–0.407; 1.573)	–0.6 (–0.827; –0.138)	–0.648 (–0.839; –0.181)	–
ΔRR	0.006 (–0.091; 0.131)	–0.033 (–0.162; 0.113)	–	–	–0.165 (–0.285; –0.05)

Примечание. $АД_с$ и $АД_д$ – систолическое и диастолическое артериальное давление соответственно, LF – низкочастотная, HF – высокочастотная компоненты спектра ВСР, RR – средние значения RR -интервалов, 1 – первый этап ортостатической пробы (горизонтальное положение + спонтанное дыхание), 2 – второй этап ортостатической пробы (горизонтальное положение + управляемое дыхание с периодом 10 секунд), 3 – третий этап ортостатической пробы (вертикальное положение + спонтанное дыхание), 4 – четвертый этап ортостатической пробы (вертикальное положение + управляемое дыхание с периодом 10 секунд), 2–1 – прирост показателя на 2-м этапе пробы, относительно 1-го этапа, и т.д.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Анализ результатов ортостатической функциональной пробы показал значимое повышение плотности мощности LF -компоненты спектра ВСР в области 0.1 Гц в ответ на управляемое дыхание по сравнению с таковыми показателями в условиях спонтанного дыхания (таблица). В горизонтальном положении тела испытуемого данное повышение мощности 0.1 Гц-компоненты наблюдалось в 2.5 раза, тогда как аналогичная реакция при вертикальном положении тела составляла около 1.5 раз (таблица).

Анализ результатов ортостатической пробы показал, что исходно (на первом этапе функциональной пробы) нет статистически достоверных различий между мощностью LF и HF -компонент спектра ВСР (таблица), тогда как на последующих этапах пробы их мощности были статистически достоверно различны ($p < 0.0001$). Наблюдается снижение мощности HF -компоненты в 2–3 раза при переходе в положение ортостаза в условиях спонтанного [$Z(HF1$ и $HF3) = 6.401$, $p < 0.0001$] и управляемого дыхания [$Z(HF2$ и $HF4) = 7.065$, $p < 0.0001$]. В горизонтальном положении тела испытуемых наблюдается более выраженная реакция в LF -диапазоне на управляемое дыхание, чем в вертикальном [таблица; $Z(LF4$ и $LF2) = 2.48$, $p = 0.013$]. При этом статистически значимо [$Z(LF2-1$ и $HF2-1) = 3.653$, $p = 0.0002$] отличаются приросты LF и HF -мощностей в состоянии лежа (таблица), тогда как в положении стоя статисти-

чески достоверных отличий приростов LF и HF -компонент не выявлено [$Z(LF4-3$ и $HF4-3) = 0.482$, $p = 0.63$]. Изучение динамики спектра ВСР при переходе в положение ортостаза в условиях спонтанного дыхания не выявило статистически значимой направленности вектора динамики LF -компоненты [$Me(LF3-1) = 0.038$], различия между абсолютными значениями мощности LF -компоненты в положениях лежа и стоя статистически недостоверны [$Z(LF1$ и $LF3) = 1.1$, $p = 0.271$], тогда как изменения в HF -диапазоне носили ярко выраженный характер [$Me(HF3-1) = -0.6$; $Z(HF3$ и $HF1) = 6.401$, $p < 0.0001$] (таблица). Аналогичное изучение векторов ортостатической динамики компонент спектра ВСР в условиях управляемого дыхания с периодом 10 секунд также выявило более значимую динамику в HF -диапазоне [$Me(HF4-2) = -0.648$; $Z(HF4$ и $HF2) = 6.495$, $p < 0.0001$], относительно таковой в LF -диапазоне [$Me(LF4-2) = -0.292$; $Z(LF4$ и $LF2) = 2.48$, $p = 0.013$] (таблица). Необходимо отметить, что в отличие от динамики LF -компоненты [$Z(LF2-1$ и $LF4-3) = 2.888$, $p = 0.004$] в HF -диапазоне прирост мощности в ответ на управляемое дыхание в положении лежа и стоя не имеет статистически достоверных различий [$Z(HF2-1$ и $HF4-3) = 0.158$, $p = 0.874$]. При сравнении прироста мощности компонент спектра в ответ на ортостатическую пробу в условиях спонтанного и управляемого дыхания выявлены статистически значимые различия в LF -диапазоне [$Z(LF3-1$ и $LF4-2) = 2.255$, $p = 0.024$] при

отсутствии различий динамики в *HF*-диапазоне спектра ВСП [$Z(HF3-1$ и $HF4-2) = 0.208, p = 0.835$].

При переходе в положение ортостаза отмечается повышение уровня ЧСС и снижение общего уровня ВСП, динамика АД незначительна (таблица). Необходимо отметить постоянство уровня ЧСС и АД во время функциональных проб в определенном положении тела испытуемого.

Корреляционный анализ полученных данных показал отсутствие статистически значимых связей между абсолютными величинами одноименных мощностей спектра ВСП на разных этапах проводимой функциональной пробы [$R(LF?$ и $LF?) < 0.17, p > 0.05$; $R(HF?$ и $HF?) < 0.18, p > 0.05$]. При этом выявлены статистически значимые связи между мощностью *LF* и *HF*-компонент на этапах ортостатической пробы [$R(LF1$ и $HF1) = 0.69, p < 0.0001$; $R(LF2$ и $HF2) = 0.43, p = 0.0002$; $R(LF3$ и $HF3) = 0.71, p < 0.0001$; $R(LF4$ и $HF4) = 0.66, p < 0.0001$]. Необходимо отметить, что в условиях спонтанного дыхания коэффициенты корреляции между *LF*- и *HF*-составляющими ВСП ($LF1$ и $HF1, LF3$ и $HF3$) больше таковых в условиях управляемого дыхания ($LF2$ и $HF2, LF4$ и $HF4$). Анализ связи приростов мощностей компонент спектра ВСП показал статистически значимые зависимости между динамикой в *LF*- и *HF*-диапазонах в ответ на управляемое дыхание, более выраженные в положении ортостаза [$R(LF4-3$ и $HF4-3) = 0.61, p < 0.0001$], чем в положении лежа [$R(LF2-1$ и $HF2-1) = 0.47, p < 0.0001$]. Ортостатическая проба в условиях спонтанного дыхания обуславливает сильно коррелирующие изменения мощностей *LF*- и *HF*-компонент спектра ВСП [$R(LF3-1$ и $HF3-1) = 0.77, p < 0.0001$], тогда как в условиях управляемого дыхания с периодом 10 секунд аналогичная корреляция была средней силы и почти в 1.5 раза меньше, чем при спонтанном дыхании [$R(LF4-2$ и $HF4-2) = 0.52, p < 0.0001$].

Анализ корреляций усредненных *RR*-интервалов электрокардиограммы выявил, что чем выше исходное значение ЧСС (величина, обратная *RR*-интервалу), тем ниже ее последующий прирост в ходе функциональной пробы [$R(RR1$ и $RR2-1) = -0.76, p < 0.0001$]. Выявлены статистически значимые связи средней силы между абсолютными значениями усредненных *RR*-интервалов и мощностью *LF*- и *HF*-компонент [$R(RR1$ и $LF1) = 0.4, p = 0.0002$; $R(RR1$ и $HF1) = 0.57, p < 0.0001$; $R(RR2$ и $LF2) = 0.44, p = 0.0002$; $R(RR2$ и $HF2) = 0.43, p = 0.0003$], усиливающиеся при переходе в ортостаз [$R(RR3$ и $LF3) = 0.57, p < 0.0001$; $R(RR3$ и $HF3) = 0.47, p < 0.0001$; $R(RR4$ и $LF4) = 0.73, p < 0.0001$; $R(RR4$ и $HF4) = 0.55, p < 0.0001$], при этом корреляции ЧСС и прироста мощности *LF*- и *HF*-компонент средней силы [$R(RR2$ и $LF2-1) = 0.36, p = 0.0006$; $R(RR4$ и $LF4-3) = 0.53, p < 0.0001$; $R(RR2$ и $HF2-1) = 0.33, p = 0.002$; $R(RR4$ и $HF4-3) = 0.37,$

$p < 0.0001$]. Не выявлено статистически значимой связи между компонентами ВСП и последующим приростом ЧСС при ортостатической пробе в условиях управляемого дыхания [$R(LF2$ и $RR3-2) = -0.2, p = 0.06$; $R(HF2$ и $RR3-2) = -0.19, p = 0.06$], так же отмечаются слабые статистически недостоверные корреляции при спонтанном дыхании [$R(LF1$ и $RR3-2) = -0.12, p = 0.27$; $R(HF1$ и $RR3-2) = -0.007, p = 0.95$]. Корреляция же ортостатической динамики *LF*- и *HF*-компонент спектра с аналогичным приростом ЧСС слабой силы при управляемом дыхании и средней силы при спонтанном [$R(LF4-2$ и $RR3-2) = 0.28, p = 0.009$; $R(HF4-2$ и $RR3-2) = 0.26, p = 0.012$; $R(LF3-1$ и $RR3-2) = 0.38, p = 0.0003$; $R(HF3-1$ и $RR3-2) = 0.34, p = 0.001$].

Половых различий в результатах проведенных тестов выявлено не было.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Резонансная природа 0.1 Гц-компоненты спектра ВСП. Наблюдаемое в ходе проведения функциональной пробы значительное увеличение плотности мощности 0.1 Гц составляющей в ответ на управляемое периодическое дыхание на частоте 0.1 Гц, относительно показателей мощности данной компоненты спектра ВСП в условиях спонтанного дыхания, свидетельствует о повышенной чувствительности спектра ВСП к внешним возмущениям на частоте около 0.1 Гц, что соответствует представлениям о возможной резонансной природе 0.1 Гц-компоненты ВСП. Принимая во внимание то, что, согласно теории организации системы вегетативного управления сердцем, резонансная характеристика в *LF*-диапазоне спектра ВСП является результатом собственных колебаний в системе на частоте около 0.1 Гц, можно оценивать динамику внутренних нелинейных характеристик вегетативного управления по выраженности эффекта резонанса на внешние управляемые дыхательные возмущения на частоте 0.1 Гц [29]. При этом динамика внутренних характеристик системы будет проявляться в изменении выраженности резонансного отклика в спектре ВСП.

Реакция *LF*-компоненты в ответ на периодическое дыхание, отличная от прироста в *HF*-диапазоне, отмечается только в горизонтальном положении испытуемых, однако, при этом *LF*-компонента характеризуется значимо большими абсолютными значениями спектральной мощности как в положении лежа, так и стоя. Поэтому, можно считать, что активность 0.1 Гц-колебаний системы более выражена в горизонтальном положении тела испытуемых, что проявляется значительно более сильным резонансным откликом при этом. В целом, 0.1 Гц-генерация представляет собой весьма мощный процесс, так как абсолютные значения мощности 0.1 Гц-компоненты спек-

тра ВСР остаются наибольшими на всех этапах ортостатической пробы.

Значение *LF*- и *HF*-компонент спектра ВСР в определении динамики функционального состояния системы вегетативного управления сердечным ритмом. Значимая динамика ЧСС при переходе в положение ортостаза позволяет считать, что изменился общий вегетативный статус, который характеризует эффекторное звено системы вегетативного управления сердцем. Таким образом, становится возможным изучение ассоциированных с динамикой характеристик СВУС изменений компонент спектра ВСР, когда в качестве маркера функционального состояния системы на разных этапах исследования берется средний уровень ЧСС.

Не выявлено статистически достоверной динамики мощности *LF*-генерации ВСР во время ортостатической пробы в условиях спонтанного дыхания, что свидетельствует о том, что параметры мощности данной спектральной компоненты не связаны с изменениями среднего уровня ЧСС при спонтанном дыхании. Поэтому невозможно оценивать изменения функционального состояния СВУС по динамике *LF*-компоненты в условиях спонтанного дыхания. Значимость низкочастотной составляющей спектра ВСР в описании свойств системы значительно возрастает в условиях управляемых дыхательных возмущений на частоте 0.1 Гц.

Однако векторы ортостатической динамики *LF*-компоненты ВСР значительно менее выражены, относительно таковых в *HF*-диапазоне, как при спонтанном, так и при управляемом дыхании, при этом величина векторов ортостатической *HF*-динамики не зависит от типа дыхательных возмущений (спонтанные и управляемые). Из этого можно сделать заключение, что динамика *HF*-генерации ВСР лучше отражает изменения внутренних параметров СВУС, чем *LF*-генерация. Однако корреляционный анализ не выявил существенных различий между связями динамики *LF*- и *HF*-компонент с приростом ЧСС в ходе ортостатической пробы.

Таким образом, в результате анализа данных ортостатической пробы получено, что динамика *LF*-компоненты спектра ВСР при спонтанном дыхании статистически достоверно не отражает изменений уровня активности СВУС в условиях ортостаза, выражаемого в повышении среднего уровня ЧСС и уменьшении степени ВСР. Степень реакции 0.1 Гц-компоненты спектра на управляемое дыхание изменялось под действием ортостатической пробы. Полученные данные свидетельствуют о возможности применения динамики реакции 0.1 Гц-генерации СВУС в ответ на управляемое внешнее 0.1 Гц-дыхательное возмущение для изучения внутренних характеристик

системы, их изменения под действием определенных внешних и внутренних факторов.

Принимая во внимание то, что мощность *HF*-компоненты спектра ВСР характеризуется более значимой динамикой во время перехода в ортостаз, когда происходят изменения параметров функционирования системы управления сердцем, можно считать, что данный показатель представляет интерес для изучения возможностей его использования в целях оценки динамики свойств системы управления, наряду с мощностью 0.1 Гц-генерации.

Необходимо отметить отсутствие корреляционных зависимостей между абсолютными значениями одноименных компонент (*LF* и *LF*, *HF* и *HF*) спектра ВСР. Это свидетельствует о том, что абсолютные значения спектральных мощностей не дают представления о возможностях их динамики при изменении внутренних характеристик СВУС. Корреляции абсолютных значений *LF*- и *HF*-мощностей на этапах функциональных проб свидетельствуют о взаимосвязях между ними. Более высокие значения корреляции при спонтанном дыхании, относительно таковых при периодическом дыхании, отражают значимые связи механизмов, обуславливающих формирование *LF*- и *HF*-мощностей в спектре сердечного ритма при спонтанном дыхании. Некоторое снижение коэффициентов корреляции при управляемом дыхании с периодом 10 секунд может быть обусловлено появлением различий в механизмах формирования данных генераций, возможно, за счет проявления эффекта резонанса в области 0.1 Гц, выраженность которого определяется только свойствами основного колебательного процесса системы на данной частоте. Поэтому изучение *HF*-составляющей спектра ВСР лучше производить при отсутствии внешних возмущений на частотах *LF*-диапазона.

Если условно принять данное предположение как истинное, то по результатам работы можно сделать предположение о том, что общность механизмов, образующих *LF*- и *HF*-компоненты ВСР в условиях дыхания с периодом 10 секунд, значительно возрастает при переходе в положение ортостаза, что, вероятно, обусловлено снижением мощности резонансного отклика в области 0.1 Гц. Данное наблюдение показывает, что ортостатическая проба вызывает изменения активности 0.1 Гц-колебаний системы управления сердечным ритмом. Следовательно, 0.1 Гц-генерация системы способна изменять параметры своего функционирования под действием изменяющихся внешних факторов, что подтверждает ее важное значение в обеспечении адекватной сердечной деятельности.

Необходимо отметить отсутствие половых различий динамики спектральных составляющих

ВСР в результатах проведенных тестов, что свидетельствует о единой структурной организации СВУС у человека.

Значение спектральных показателей ВСР в определении адаптационных возможностей вегетативного управления сердечным ритмом. Результаты корреляционного анализа средних уровней ЧСС на разных этапах функциональной пробы позволяют считать, что чем выше исходный уровень ЧСС в начале этапа функциональной пробы, тем ниже возможность ее последующего прироста, что характеризует более низкую чувствительность вегетативного управления сердечным ритмом к изменению внешних условий работы сердечно-сосудистой системы. При этом снижение чувствительности системы управления к подобным изменениям внешних условий ее работы свидетельствует об уменьшении способности адекватного изменения параметров ее функционирования, что проявляется снижением адаптационных возможностей данной системы. На основании этого предположения можно попытаться определять адаптационные возможности СВУС, основываясь на изучении параметров, характеризующих ее внутреннее состояние, в частности, спектральных составляющих ВСР.

Показано, что абсолютные мощности *LF*- и *HF*-компонент взаимосвязаны с абсолютными значениями ЧСС, более сильно коррелируя в условиях ортостаза. При этом выявляется обратная зависимость между уровнем ЧСС и мощностью спектра ВСР. Поэтому, можно полагать, что чем выше мощность спектра, тем более выражены адаптационные возможности системы, согласно выдвинутому в предыдущем абзаце положению. Таким образом, абсолютные значения *LF*- и *HF*-мощностей являются характеристиками функционального состояния СВУС, маркером которого является ее выходной сигнал в виде среднего уровня ЧСС. При этом функциональный статус системы управления непосредственно определяет динамику параметров ее функционирования под действием изменяющихся внешних для системы условий.

Однако мощность компонент спектра ВСР не несет значимой прогностической ценности с точки зрения предсказания последующего прироста уровня ЧСС в ходе функциональной пробы. Поэтому можно сделать вывод о том, что *HF*- и *LF*-генерации характеризуют состояние СВУС в конкретный момент времени и не имеют непосредственной описательной ценности относительно ее адаптационного резерва.

ВЫВОДЫ

1. Спектральные составляющие вариабельности сердечного ритма не несут в своей сущности

половой дифференциации, что свидетельствует о единой структурной организации системы вегетативного управления сердцем у человека.

2. *LF*-компонента спектра ВСР является маркером функционального состояния системы вегетативного управления сердцем, изучение которой необходимо производить в условиях управляемого дыхания с частотой 0.1 Гц.

3. *HF*- и *LF*-компоненты спектра ВСР характеризуют состояние системы вегетативного управления сердцем в конкретный момент времени и не имеют непосредственной описательной ценности относительно ее адаптационного резерва.

4. *HF*-компонента спектра ВСР представляет интерес для изучения возможностей ее использования в целях оценки динамики адаптационного резерва вегетативного управления сердцем. Анализ данной компоненты лучше производить при отсутствии внешних возмущений в *LF*-диапазоне спектра.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Akselrod S., Gordon D., Madwed J.B. et al. Hemodynamic regulation investigation by spectral analysis // Am. J. Physiol. 1985. V. 249. P. 867.
2. Saul J.P., Rea R.F., Eckbery D.L. et al. Heart rate and muscle sympathetic nerve variability during reflex changes of autonomic activity // Am. J. Physiol. 1990. V. 258. P. 713.
3. Malliani A., Pagani M., Lombardi F., Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. Research Advances Series // Circulation. 1991. V. 84. P. 482.
4. 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.
5. De Boer R.W., Karemuker J.M., Stracker J. On the spectral analysis of blood pressure variability // Am. J. Physiol. 1986. V. 251. № 3. Pt. 2. P. 685.
6. De Boer R.W., Karemuker 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.
7. De Boer R.W., Karemuker 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.
8. De Boer R.W., Karemuker 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.
9. 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.

10. *Pagani M., Malliani A.* Interpreting oscillations of muscle sympathetic nerve activity and heart rate variability // *J. Hypertension*. 2000. V. 18. № 12. P. 1709.
11. *Sleight P., La Rovere M.T., Mortara A. et al.* Physiology and pathophysiology of heart rate variability in humans: is power spectral analysis largely an index of baroreflex gain? // *Clin. Sci.* 1995. V. 88. № 1. P. 103.
12. *Richter D.W., Spyer K.M.* Cardiorespiratory control // *Central regulation of autonomic function*. N.Y.: Oxford University Press, 1990. P. 189.
13. *Cevese A., Grasso R., Poltronieri R., Schena F.* Vascular resistance and arterial pressure low-frequency oscillations in the anesthetized dog // *Am. J. Physiol.* 1995. V. 268. № 1. P. 7.
14. *Whittam A.M., Claytont R.H., Lord S.W. et al.* Heart rate and blood pressure variability in normal subjects compared with data from beat-to-beat models developed from de Boer's model of the cardiovascular system // *Physiol. Meas.* 2000. V. 21. № 2. P. 305.
15. *Bernardi L., Passino C., Spadacini G. et al.* Arterial baroreceptor as determinants of 0.1 Hz and respiration-related changes in blood pressure and heart rate spectra // *Frontiers of blood pressure and heart rate analysis*. Amsterdam: IOS Press, 1997. P. 241.
16. *Nakao N., Norimatsu M., Mizutani Y., Yamamoto M.* Spectral distortion properties of the integral pulse // *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 1997. V. 44. № 5. P. 419.
17. *Stanley G.B., Poola K., Siegel R.A.* Threshold modeling of autonomic control of heart rate variability // *J. Transactions on Biomedical Engineering*. 2000. V. 47. № 9. P. 1147.
18. *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.
19. *Patwardhan A., Evans J., Bruce E., Knapp C.* Heart rate variability during sympatho-excitatory challenges: comparison between spontaneous and metronomic breathing // *Integr. Physiol. Behav. Sci.* 2001. V. 36. № 2. P. 109.
20. *Malpas S.C., Hore T.A., Navakatikyan M.* Resonance in renal vasculature evoked by activation of the sympathetic nerves // *Am. J. Physiol.* 1999. V. 276. № 45. P. 1311.
21. *Кутерман Э.М., Хаснекова Н.Б.* Ритм сердца при пробе 6 дыханий в минуту // *Физиология человека*. 1992. Т. 18. № 4. С. 52.
22. *Аронов Д.М., Лупанов В.П., Рогоза 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.
23. Heart rate variability (Standart of measurement, physiological inpretation, and clinical use) // *Circulation*. 1996. V. 93. № 5. P. 1043.
24. *Kay S.M., Marple S.L.* Spectrum analysis: a modern perspective // *Proc. IEEE*. 1981. V. 69. P. 1380.
25. *Марпл С.Л. (мл.)* Цифровой спектральный анализ и его приложения. М.: Мир, 1990. 584 с.
26. *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.
27. *Wilcoxon F.* Individual comparisons by ranking methods // *Biometrika Bulletin*. 1945. V. 1. P. 80.
28. *Wilcoxon F.* Probability tables for individual comparisons by ranking methods // *Biometrics*. 1947. V. 3. P. 119.
29. *Гриднев В.И., Котельникова Е.В., Моржаков А.А. и др.* Реакция частотных составляющих сердечного ритма на периодические возмущения // *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*. 2002. № 1. С. 4.