

5. Диагностическое и прогностическое значение маркера системного воспаления С-реактивного протеина у больных с острыми коронарными синдромами / А.Н. Пархоменко, Я.М. Лутай, Г.В. Пономарева [и др.] // Укр. Бан. Сеть. – 2001.
6. Målarstig A. Raised interleukin-10 is an indicator of poor outcome and enhanced systemic inflammation in patients with acute coronary syndrome / A. Målarstig, P. Eriksson, A. Hamsten [et al.] // Heart. – 2008. – Vol.94. – P.724–729.
7. TN 1/TH2 imbalance, measured by circulating and intracytoplasmic inflammatory cytokines-immunological alterations in acute coronary syndrome and stable coronary artery disease / P. Szodoray, O. Timar, K. Veres [et al.] // Scand J Immunol. – 2006. – № 64 (3). – P. 336–344.
8. Predictive value of CRP and troponin T in patients with unstable angina: a comparative analysis. CAPTURE Investigators. / C. Heeschen, C.W. Hamm, J. Bruemmer [et al.] // JACC. – 2000. – № 35. – P. 1535–1542.
9. Динамика воспалительного процесса у больных с острым коронарным синдромом и больных со стабильной стенокардией. Сообщение 1. Биохимические и иммунологические аспекты / В.В. Кухарчук, К.А. Зыков, В.П. Масенко [и др.] // Кардиологический вестник. – 2007. – Том 02, – № 2.

© Копиця М.П., Лутвін О.І., 2009

УДК: 612.213

ЗАХВАТ И УДЕРЖАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА МЕТРОНОМИЗИРОВАННОЙ ЧАСТОТОЙ ДЫХАНИЯ У ЗДОРОВЫХ ДОБРОВОЛЬЦЕВ

А.Л. Кулик¹, А.К. Задержихин², В.И. Шульгин², А.В. Мартыненко¹, Н.И. Яблучанский¹

¹Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина, Украина

²Национальный Аэрокосмический Университет имени Н.Е. Жуковского «Харьковский авиационный институт», Украина

На 4 здоровых добровольцах в возрасте от 22 до 29 лет (2 мужчины и 2 женщины) с индексом массы тела от 21 до 23 кг/м² изучены закономерности частотной зависимости спектральных показателей variability сердечного ритма (ВСР) при различных паттернах дыхания. Показано, что при однонаправленных изменениях (рост, снижение) частоты метрономизированного дыхания происходит захват и удержание контура регуляции, реализующиеся через изменение спектральных показателей ВСР. Захвата и удержания ЧСС не происходит. Метрономизированное дыхание на частотах 6-8 дыханий в минуту приводит к усилению LF спектра ВСР, а на частотах 10-12 дыханий в минуту – HF спектра ВСР; дыхание на частоте 9 дыханий в минуту приводит к активации обеих областей спектра ВСР. Для получения картины захвата и удержания контура регуляции достаточно использования длительности шага и емкости буфера в 1 минуту со скоростью изменения частоты дыхания в 1 дыхание в минуту. Применение паттернов дыхания с этими параметрами может быть удобным инструментом быстрого и эффективного подбора оптимальной частоты дыхания для «тонкой подстройки» работы регуляторных систем.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: variability сердечного ритма, биообратная связь, частота дыхания

ЗАХОПЛЕННЯ ТА УТРИМАННЯ ПОКАЗНИКІВ ВАРИАбельНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ МЕТРОНОМІЗОВАНОЮ ЧАСТОТОЮ ДИХАННЯ У ЗДОРОВИХ ДОБРОВОЛЬЦІВ

О.Л. Кулик¹, О.К. Задержихин², В.И. Шульгин², О.В. Мартыненко¹, М.І. Яблучанський¹

¹Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, Україна

²Національний Аерокосмічний Університет імені М.Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», Україна

На 4 здорових добровольців у віці від 22 до 29 років (2 чоловіки і 2 жінки) з індексом маси тіла від 21 до 23 кг/м² вивчено закономірності частотної залежності спектральних показників variability серцевого ритму (ВСР) при різних паттернах дихання. Показано, що при однонаправлених змінах (зростання, зниження) частоти метрономізованого дихання відбувається захоплення і утримання контуру регуляції, що реалізуються через зміну спектральних показників ВСР. Захоплення і утримання ЧСС не відбувається. Метрономізоване дихання на частотах 6-8 дихань в хвилину приводить до посилення LF спектру ВСР, а на частотах 10-12 дихань в хвилину – HF спектру ВСР; дихання на частоті 9 дихань в хвилину приводить до активації обох областей спектру ВСР. Для отримання картини захоплення і утримання контура регуляції достатньо використання тривалості кроку і місткості буфера в 1 хвилину із швидкістю зміни частоти дихання в 1 дихання в хвилину. Застосування паттернів дихання з цими параметрами може бути зручним інструментом швидкого і ефективного підбору оптимальної частоти дихання для «тонкого підстроювання» роботи регуляторних систем.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: variability серцевого ритму, біофідбек, частота дихання

CAPTURE AND WITHHOLDING OF HEART RATE VARIABILITY INDEXES WITH PACED BREATHING IN HEALTHY VOLUNTEERS

A.L. Kulik¹, O.K. Zaderykhin², V.I. Shulgin², A.V. Martynenko¹, M.I. Iabluchanskyi¹

¹V.N. Karazin Kharkov National University, Ukraine

²National Aerospace University, named by N. E. Zhukovskii «Kharkov Aviation Institute», Ukraine

At 4 healthy volunteers in age from 22 to 29 years (2 men and 2 women) with the body mass index from 21 to 23 kg/m² frequency dependence of spectral indexes of heart rate variability (HRV) on at different paced breathing patterns were studied. It is shown that at the unidirectional breath rate changes (growth, decline) a capture and withholding of regulation contours occurs, realized through the change of spectral indexes of HRV. A capture and withholding of heart rate, however, did not occur. Paced breathing with 6-8 breathings per minute results in strengthening of LF domain of HRV, and 10-12 breathings per minute – HF domain of HRV; paced breathing with 9 breathings per minute result in activation of both HRV domains. To receive adequate pattern of capture and withholding of regulation contour usage of duration of breathing step and capacity of HRV buffer – 1 minute and a speed of change of breathing frequency – 1 breathing per minute is enough. Application of breathing patterns with these parameters can be the handy instrument of rapid and effective selection of optimum frequency of breathing for «fine tuning» of regulatory systems activity.

KEY WORDS: HRV biofeedback, breathing frequency

Состояние здоровья человека во многом зависит от качества и режимов функционирования регуляторных систем [1, 2]. Одним из распространенных неинвазивных методов их оценки является вариабельность сердечного ритма (BCP) [3, 4].

Среди различных методов вмешательства в состояние регуляторных систем одним из эффективных является управление дыханием [5, 6].

С помощью метрономизированного дыхания на соответствующих частотах можно избирательно вызывать повышение отдельных звеньев спектра BCP, чем существенным образом влиять на регуляторные процессы [1, 3, 7].

В решении задач использования технологий метрономизированного дыхания и BCP в повышении качества функционирования регуляторных систем на первый план выходит проблема поиска алгоритма изменений частоты дыхания, способной вызывать адекватные реакции по стороны BCP.

Притом, что зависимость BCP от частоты дыхания изучалась [3-7], в выполненных работах внимание концентрируется на зависимости параметров BCP от частоты дыхания на изолированных значениях. Возможности же изменений параметров BCP под влиянием однонаправленных изменений дыхания не изучались.

Исследование выполнено в рамках НИР ХНУ имени В.Н. Каразина «Разработка и исследование системы автоматического управления вариабельностью сердечного ритма», № госрегистрации 0109U000622.

Цель исследования. Установить индивидуальные особенности и общие закономерности частотной зависимости BCP у здоровых добровольцев при различных программах (паттернах) дыхания для создания эффективных техник биообратной связи в за-

дачах повышения качества регуляторных систем человека.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Обследовано 4 здоровых добровольца в возрасте от 22 до 29 лет (2 мужчины и 2 женщины), с индексом массы тела от 21 до 23 кг/м². Частота сердечных сокращений варьировала от 81 до 85 в минуту, артериальное давление находилось в диапазоне – 100/60 и 120/80 мм рт.ст.

У всех испытуемых с помощью компьютерного диагностического комплекса «CardioLab 2009» («ХАИ-Медика») с частотой дискретизации сигнала 1000 Гц проводилось по 8 мониторинговых записей ЭКГ на семиминутных интервалах. Записи производились в положении сидя при двух вариантах емкости буфера – 256 RR-интервалов и 1 минута, и при различных параметрах изменения частоты дыхания (ЧД) – возрастании с 6 до 12 дыханий в минуту и убывании с 12 до 6 в минуту. При этом при составлении программы изменения ЧД использовалось два варианта шага изменения ЧД – 0,5 и 1 дыхание в минуту с длительностью каждого шага – 30 секунд и 1 минута, соответственно. Ритм дыхания задавался метрономом, встроенным в программу «CardioLab 2009».

Полученные ритмограммы при помощи быстрого преобразования Фурье раскладывали на три типа волн: медленные (VLF) – частотой от 0,0033 до 0,05 Гц – преимущественно связаны с терморегуляцией, гуморальной (каликреинкининовая, ренин-ангиотензивная, гормональные, иные) регуляцией и симпатическим звеном вегетативной нервной системы; средние (LF) – от 0,05 до 0,15 Гц – с симпатическим звеном вегетативной нервной системы и быстрые (HF) – от 0,15 Гц до 0,40 Гц – с парасимпатическим звеном вегетативной нервной системы.

На каждом интервале записей изучались: общая мощность (TP, mc^2) спектра ВСР, мощности спектров доменов низких (VLF, mc^2), средних (LF, mc^2) и высоких (HF, mc^2) частот, соотношение LF/HF как мера симпатовагального балланса и соотношение VLF/(LF+HF) как мера гуморальновегетативного балланса.

Спектр ВСР является отображением состояния и изменений ВСР под влиянием контура регуляции. Контур представлен вегетативными симпатическим и парасимпатическим, а также многочисленными системными и местными гуморальными звеньями регуляции, находящимися под центральным контролем в их взаимодействии как функционально неделимом целом. Поэтому под захватом показателей ВСР понимали захват контура регуляции метронимизированным дыханием. Отражением захвата является изменение порождаемого им спектра ВСР с появлением пика на частотах, соответствующих частотам метронимизированного дыхания. Под удержанием показателей ВСР понимали следование захваченного метронимизированным дыханием контура регуляции за изменениями ЧД. Отражением удержания контура регуляции является смещение порождаемого им пика спектра ВСР вслед за изменениями частоты метронимизированно-

го дыхания.

В программе Microsoft Excel 2003 по каждому добровольцу проводилось построение графиков показателей ВСР в зависимости от частоты дыхания. Графики анализировались с учетом индивидуальных и общих закономерностей в изменениях исследуемых показателей.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 1 представлена реакция TP ВСР на изменение ЧД. На графике 1А отражено изменение TP при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 1 дыхание в минуту при емкости буфера 256 RR-интервалов и на графике 1В – при емкости буфера 1 минута. Соответственно, графики 1С и 1D отображают изменение TP при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 0,5 дыхания в минуту с длительностью шагов в 30 секунд при тех же емкостях буфера. Из графиков видно, что при обоих шагах ЧД с ее увеличением наблюдается снижение TP ВСР, а при снижении – увеличение. Степень увеличения, однако, не достигает уровня значений, зафиксированных до начала увеличения ЧД. Также следует отметить, что при буфере емкостью 1 минута регистрируются более низкие значения TP ВСР (~ в 2 раза), чем при буфере емкостью 256 RR-интервалов.

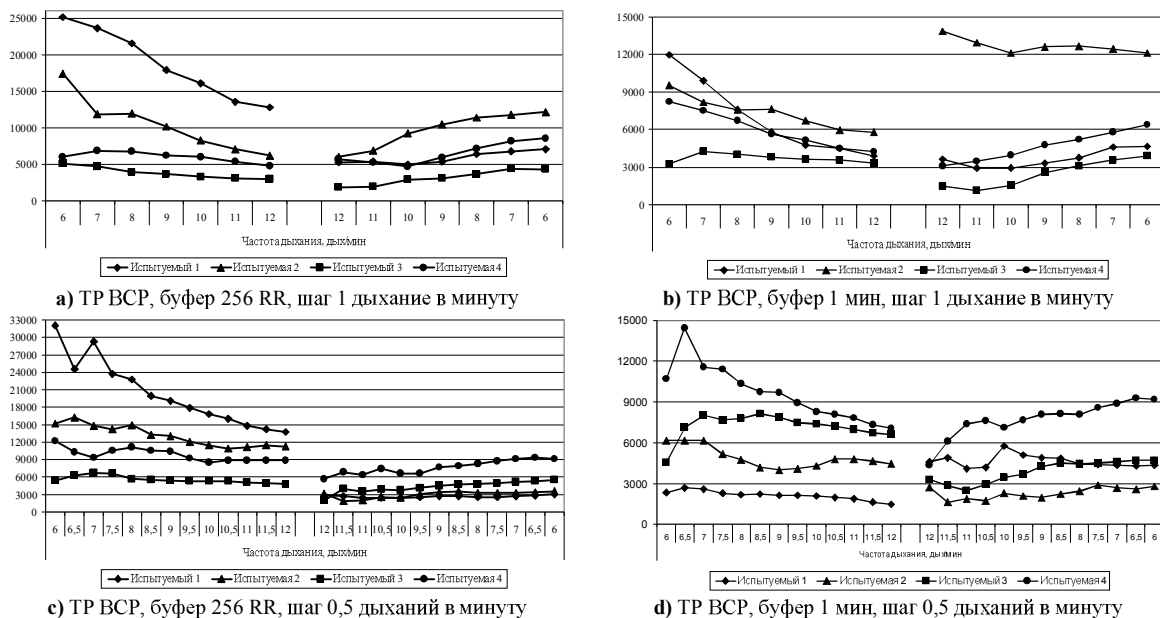


Рис. 1. Реакция TP ВСР на изменение ЧД

На рис. 2 представлена реакция VLF ВСР на изменение ЧД. На графике 2А отражено изменение VLF ВСР при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 1 дыхание в минуту при емкости буфера 256 RR-интервалов и на графике 2В – при емкости буфера 1 минута. Графики 2С и 2D, соответственно, отображают изменение VLF при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 0,5 дыхания в

минуту с длительностью шагов в 30 секунд при тех же емкостях буфера. Из графиков видно, что, несмотря на колебательный характер, изменение VLF ВСР следует таким же тенденциям, что и изменение TP – повышение с ростом ЧД и снижение при уменьшении ЧД. При обоих шагах изменения ЧД с ее увеличением наблюдается снижение VLF ВСР, а со снижением – увеличение. При

этом степень увеличения также не достигает уровня значений, зафиксированных до начала увеличения ЧД, а значения VLF, регист-

рируемые при при буфере емкостью 1 минута почти в два раза ниже, чем при использовании буфера емкостью 256 RR-интервалов.

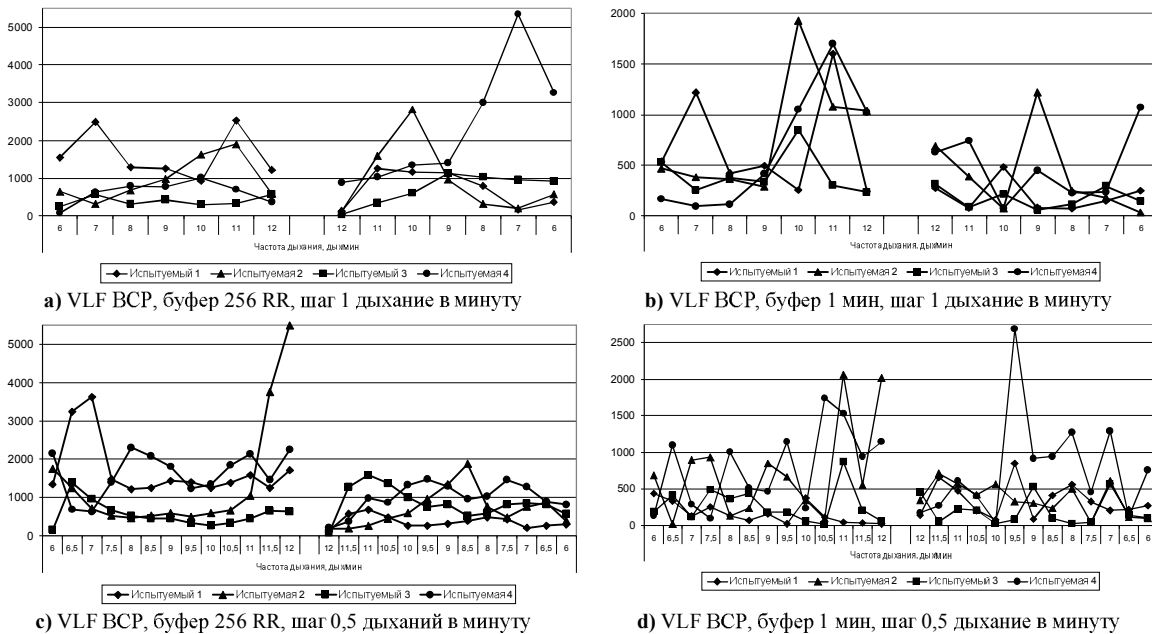


Рис. 2. Реакция VLF BCP на изменение ЧД

На рис. 3 представлена реакция LF и HF BCP на изменение ЧД. На графике 3А отражено изменение LF и HF BCP при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 1 дыхание в минуту при емкости буфера 256 RR-интервалов и на графике 3В – при емкости буфера 1 минута. Соответственно, графики 3С и 3Д, отображают изменение LF и HF при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 0,5 дыхания в минуту с длительностью шагов в 30 секунд при тех же емкостях буфера. На графиках можно проследить ряд закономерностей – при увеличении ЧД вначале наблюдаются наибольшие значения LF BCP и наи-

меньшие HF BCP. По мере повышения ЧД значения LF BCP снижаются, пока не достигают минимального уровня, на котором сохраняются. Значения HF BCP на некотором промежутке изменения ЧД остаются низкими, возрастая на ЧД, соответствующей достижению минимума значениями LF BCP, после чего плавно снижаются. При уменьшении ЧД наблюдается обратная картина. Как и в отношении предыдущих показателей BCP, в буфере емкостью 1 минута имели место низкие значения TP BCP, чем в буфере емкостью 256 RR-интервалов.

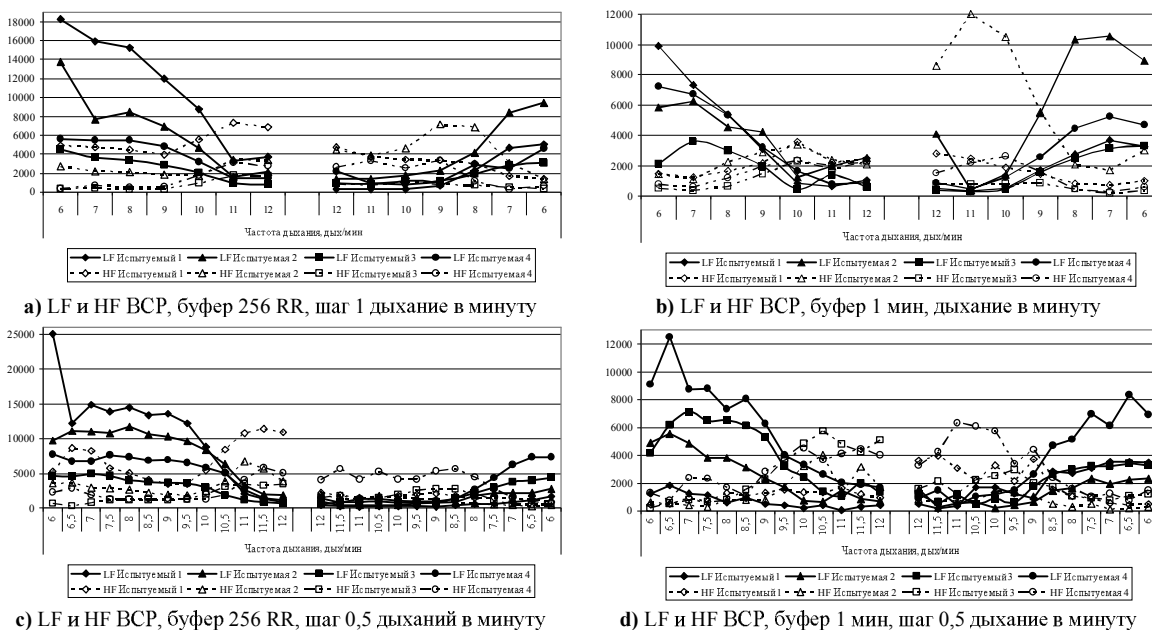


Рис. 3. Реакция LF и HF BCP на изменение ЧД

На рис. 4 представлена реакция соотношения LF/HF на изменение ЧД. На графике 4А отражено изменение соотношения LF/HF при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 1 дыхание в минуту при емкости буфера 256 RR-интервалов, а на графике 4В – при емкости буфера 1 минута. Графики 4С и 4D, соответственно, отображают изменение соотношения

ношения LF/HF при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 0,5 дыхания в минуту с длительностью шагов в 30 секунд при тех же емкостях буфера. Полученные при различных параметрах графики соотношения LF/HF по своей форме повторяют поведение LF VCP в соответствующих условиях.

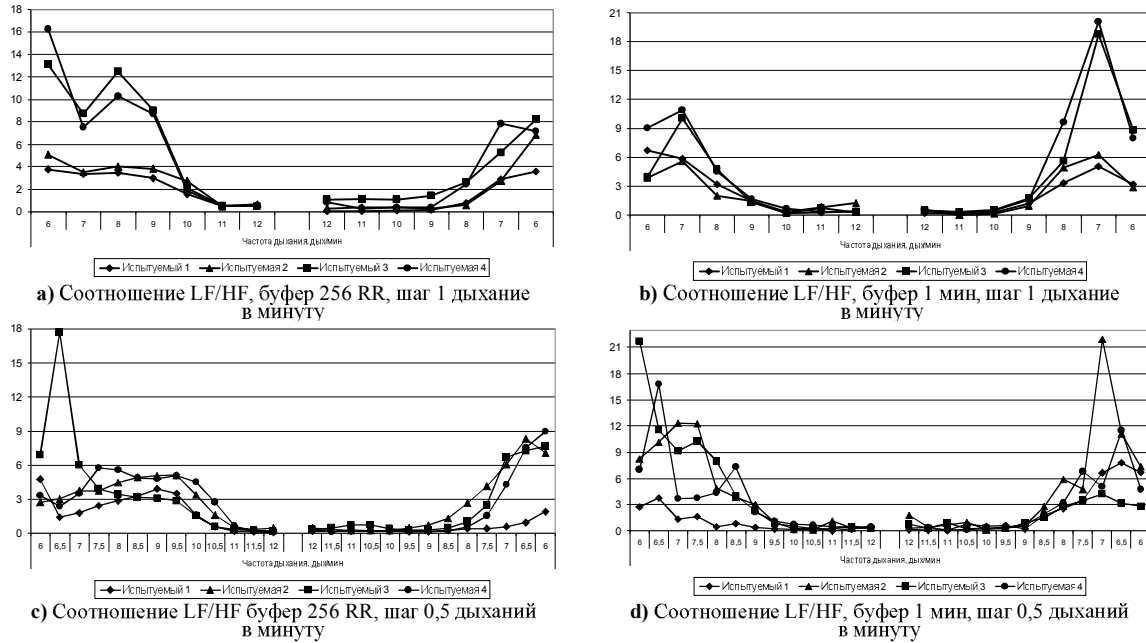


Рис. 4. Реакция соотношения LF/HF VCP на изменение ЧД

На рис. 5 представлена реакция соотношения VLF/(LF+HF) на изменение ЧД. На графике 5А отражено изменение соотношения VLF/(LF+HF) при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 1 дыхание в минуту при емкости буфера 256 RR-интервалов и на графике 5В – при емкости буфера 1 минута. Соответственно, графики 5С и 5D, отображают изменение соотношения VLF/(LF+HF)

при увеличении и уменьшении ЧД с шагом 0,5 дыхания в минуту с длительностью шагов в 30 секунд при тех же емкостях буфера. Представленные изменения соотношения VLF/(LF+HF) подобны изменениям LF VCP и носят колебательный характер с тенденцией роста с увеличением ЧД и снижением соотношения при уменьшении ЧД.

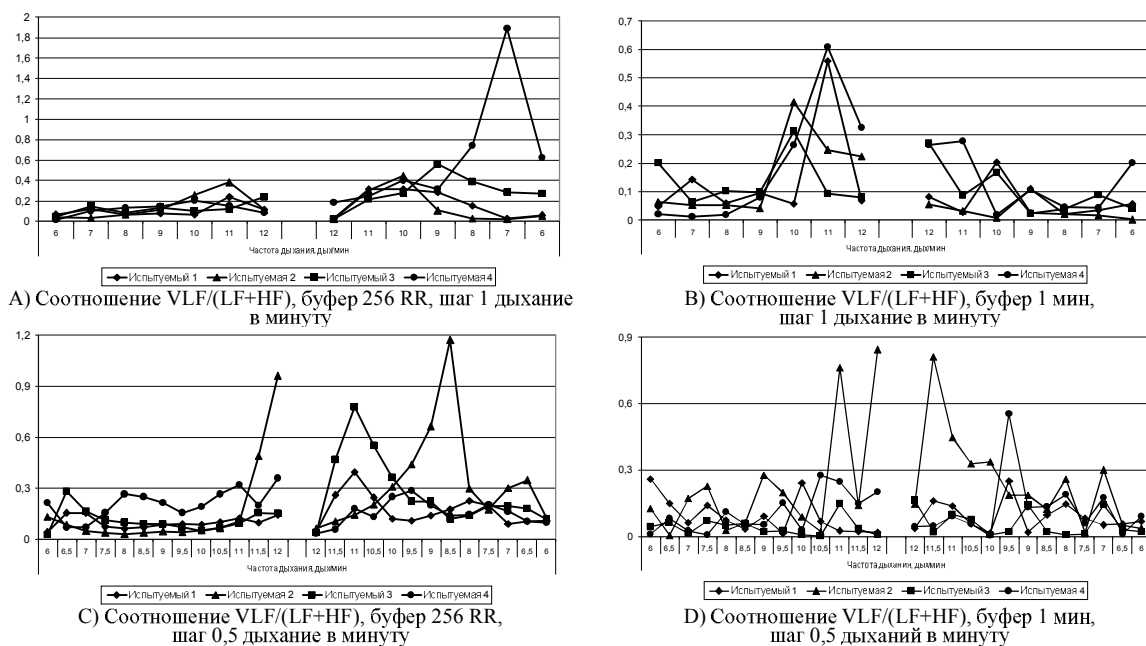


Рис. 5. Реакция соотношения VLF/(LF+HF) VCP на изменение ЧД

В целом, как при шаге 1 дыхания в минуту, так и шаге 0,5 дыхания в минуту, независимо от направления изменения ЧД и емкости буфера происходит захват и удержание контура регуляции метрономизированным дыханием.

Использование более «плавного» (при шаге приращения метрономизированного дыхания на 0,1 дыхание в минуту при длительности каждого шага приращения – 6 се-

кунд) изменения ЧД недостаточно для захвата и удержания контура регуляции (рис. 6), поэтому такие параметры программы изменения дыхания были отброшены.

Что касается ЧСС, ее захвата и удержания не происходит ни при каких емкостях буфера и параметрах изменения ЧД. Для примера на рис. 7 показана реакция ЧСС на увеличение ЧД при буфере 1 мин и шаге 1 дыхание в минуту.

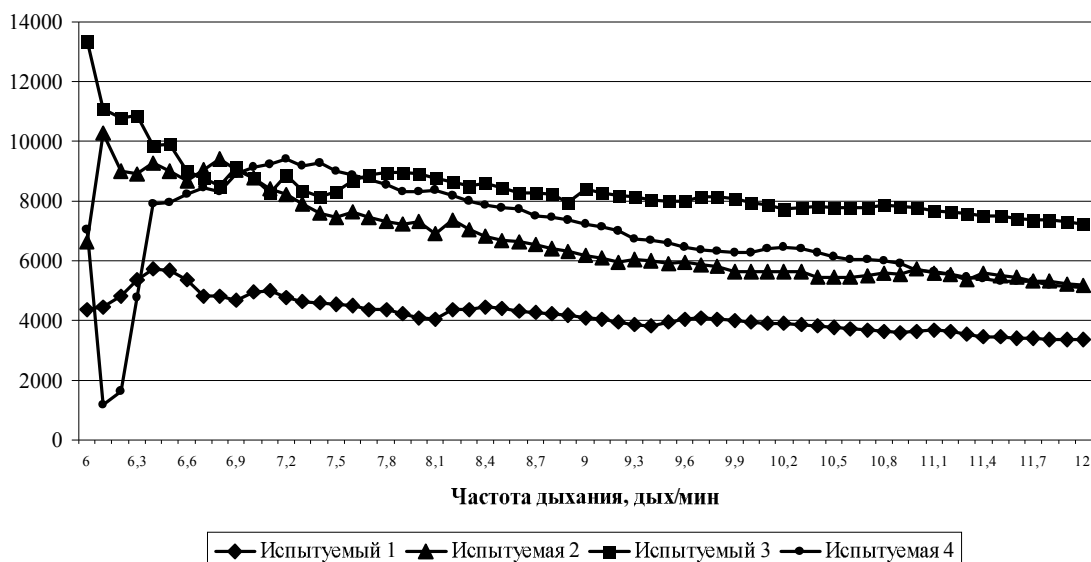


Рис. 6. Реакция ТР ВСР на увеличение ЧД (буфер 1 мин, шаг 0,1 дыхание в минуту, длительность шага – 6 секунд)

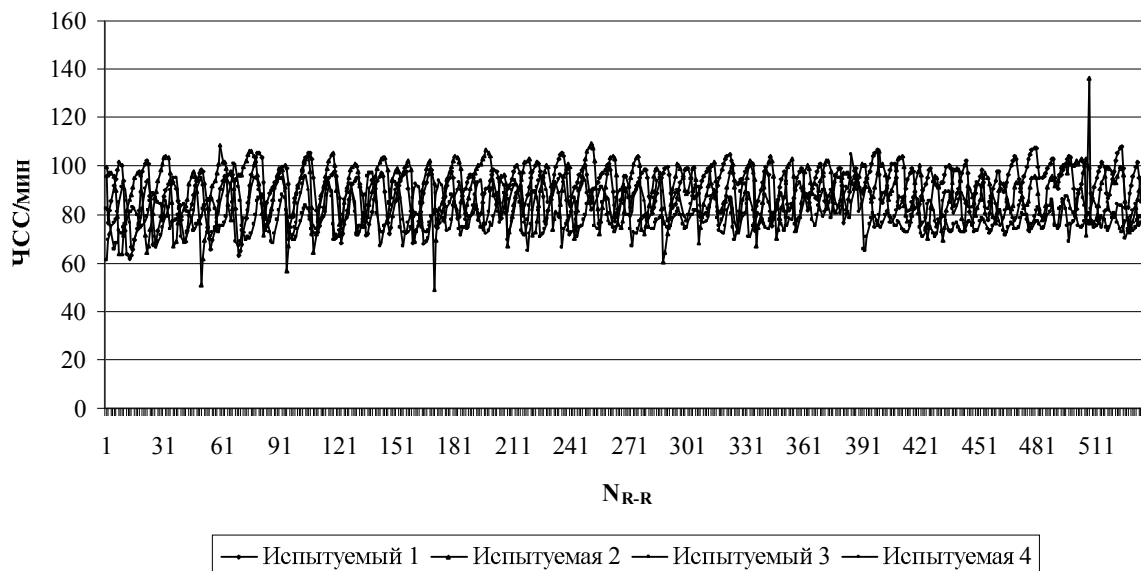


Рис. 7. Реакция ЧСС на увеличение ЧД (буфер 1 мин, шаг 1 дыхание в минуту)

Несмотря на то, что при емкости буфера 256 RR-интервалов регистрируются большие значения показателей ВСР, чем при емкости в 1 минуту, следует отметить, что в таком случае данные при этом получаются с задержкой в 2-2,5 минуты, независимо от направления изменения ЧД. Это наиболее заметно при изучении графиков, отражающих

реакцию показателей, претерпевающих резкое изменение на изучаемом диапазоне ЧД (LF, HF и LF/HF). Результаты находят объяснение в том, что буфер емкостью 256 RR-интервалов соответствует примерно 3 минутам, охватывая не только текущую ЧД, но и несколько предыдущих (2 – при шаге 1 дыхание в минуту и 5 – при шаге 0,5 дыхания в

минуту с длительностью шага в 30 секунд), несколько скрадывая изменения картины ВСП. В идеале, перекрест значений LF и HF должен происходить на частоте 9 дыханий в минуту. Данная ЧД соответствует частоте сердечных волн 0,15 Гц (граница между LF и HF доменами спектра ВСП).

В работах [1, 3, 7] проводилось изучение спектральных показателей ВСП на отдельных изолированных ЧД, и результаты, полученные нами при росте ЧД, в целом совпадают с их данными. Что касается изменений спектральных показателей ВСП при снижении ЧД, таких данных в литературе нет.

Несмотря на имеющиеся работы о связи спектральных показателей ВСП с ЧД при метрономизированном дыхании [1-8], они не трактовались как захват контура регуляции.

Полученные нами результаты свидетельствуют, что скорость изменения шана ЧД в 1 минуту является достаточной для появления дыхательного пика на спектре ВСП и перехода контура регуляции в новый режим функционирования при изменении ЧД, а емкость буфера в 1 минуту – оптимальной для регистрации происходящих изменений при захвате и удержании контура регуляции метрономизированным дыханием.

ВЫВОДЫ

1. При использовании адекватных программ (паттернов) изменения частоты метрономизированного дыхания можно добиться захвата и удержания контура регуляции, что подтверждается соответствующими изменениями спектральных

показателей ВСП.

2. Захват и удержание контура регуляции можно получить при увеличении и уменьшении частоты метрономизированного дыхания.
3. При изменениях частоты метрономизированного дыхания происходит захват и удержание спектральных показателей ВСП, но не ЧСС.
4. Метрономизированное дыхание у здоровых добровольцев на частотах 6-8 дыханий в минуту приводит к усилению LF спектра ВСП, на частотах 10-12 дыханий в минуту – HF спектра ВСП. Метрономизированное дыхание на частоте 9 дыханий в минуту приводит к активации обеих областей спектра ВСП.
5. Для получения захвата и удержания контура регуляции требуется использование достаточной длительности каждого шага, величины приращения частоты метрономизированного дыхания и емкости буфера, например, длительности шага и емкость буфера в 1 минуту с, приращением частоты дыхания в 1 дыхание в минуту.
6. При использовании «плавного» изменения частоты дыхания с шагом 0,1 дыхание в минуту и длительностью каждого шага – 6 секунд захвата и удержания контура регуляции не происходит.
7. Задачи биообратной связи, основанные на технологии метрономизированного дыхания и ВСП, должны решаться при использовании достаточных параметров изменения частоты дыхания.

ЛИТЕРАТУРА

1. Kobayashi H. Does paced breathing improve the reproducibility of heart rate variability measurements? / H. Kobayashi // *J. Physiol Anthropol.* – 2009. – № 28(5). – P. 225–230.
2. Ng J. Autonomic effects on the spectral analysis of heart rate variability after exercise. / J. Ng, S. Sundaram, A.H. Kadish [et al.] // *Am J. Physiol Heart Circ Physiol.* – 2009. – № 297(4). – P. 1421–1428.
3. Fang Y. Effect of different breathing patterns on nonlinearity of heart rate variability. / Y. Fang, J.T. Sun, C. Li [et al.] // *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* – 2008. – P. 3220–3223.
4. Shields R.W. Jr. Heart rate variability with deep breathing as a clinical test of cardiovagal function. / R.W. Jr. Shields // *Cleve Clin J Med.* – 2009. – № 76. – Suppl 2. – P. 37–40.
5. Perakakis P. Breathing frequency bias in fractal analysis of heart rate variability. / P. Perakakis, M. Taylor, E. Martinez-Nieto [et al.] // *Biol Psychol.* – 2009. – № 82(1). – P. 82–88.
6. Van de Louw A. Breathing cardiovascular variability and baroreflex in mechanically ventilated patients. / A. Van de Louw, C. Medigue, Y. Papelier [et al.] // *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.* – 2008. – № 295(6). – P. 1934–1940.
7. Lehrer P. M. Resonant frequency biofeedback training to increase cardiac variability: rationale and manual for training. / P. M. Lehrer, E. Vaschillo, B. Vaschillo // *Appl Psychophysiol Biofeedback.* – 2000. – № 25. – P. 177–191.
8. Buchner T. On the nature of heart rate variability in a breathing normal subject: a stochastic process analysis. / T. Buchner, M. Petelczyc, J.J. Zebrowski [et al.] // *Chaos.* – 2009. – № 19(2). – P. 028504-1–028504-5.

© Кулик О.Л., Задеріхін О.К., Шульгін В.І., Мартиненко О.В., Яблучанський М.І., 2010