



Check for updates

Экспериментальные статьи

УДК 612.7:519.6

<https://www.doi.org/10.33910/2687-1270-2021-2-2-173-180>

Количественные параметры variability сердечного ритма во время дыхательных проб

В. О. Самойлов¹, Е. М. Лесова^{✉1}, В. П. Катунцев², С. В. Божокин³

¹ Военно-медицинская академии имени С. М. Кирова, Министерство обороны Российской Федерации, 194044, Россия, г. Санкт-Петербург, ул. Академика Лебедева, д. 6

² Федеральный медицинский биофизический центр им. А. И. Бурназяна ФМБА России, 123098, Россия, г. Москва, ул. Маршала Новикова, д. 23

³ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, 195251, Россия, г. Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д. 29

Сведения об авторах

Владимир Олегович Самойлов,
SPIN-код: 9326-0532,
ORCID: 0000-0003-4140-2957,
e-mail: bigday50@mail.ru

Елена Михайловна Лесова,
SPIN-код: 5804-5246,
e-mail: lena_lesova@mail.ru

Владимир Петрович Катунцев,
SPIN-код: 8594-2080,
ORCID: 0000-0003-3844-7492,
e-mail: vpkat@yandex.ru

Сергей Валентинович Божокин,
SPIN-код: 8501-7906,
ORCID: 0000-0001-5653-6574,
e-mail: bsvjob@mail.ru

Для цитирования:

Самойлов, В. О., Лесова, Е. М., Катунцев, В. П., Божокин, С. В. (2021) Количественные параметры variability сердечного ритма во время дыхательных проб.

Интегративная физиология, т. 2, № 2, с. 173–180.

<https://www.doi.org/10.33910/2687-1270-2021-2-2-173-180>

Получена 14 февраля 2021; прошла рецензирование 22 апреля 2021; принята 22 апреля 2021.

Финансирование: Исследование осуществлено в рамках Государственного задания фундаментальных исследований (код темы FSEG-2020-0024) Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

Права: © Авторы (2021). Опубликовано Российским государственным педагогическим университетом им. А. И. Герцена. Открытый доступ на условиях лицензии CC BY-NC 4.0.

Аннотация. Предложен метод изучения нестационарной ритмограммы сердца, основанный на вейвлет-анализе частотно-модулированного сигнала. Пики кардиограммы в точности совпадают с моментами истинных сокращений сердца. В качестве примера рассмотрена проба с управляемым дыханием, которая состояла из трех этапов: этапа покоя (А), этапа ритмизированного дыхания с заданной частотой (В) и этапа релаксации (С). Продолжительности этапов А, В и С равнялись 15, 5 и 20 минут. Этап ритмизированного дыхания В представлял собой последовательность вдохов и выдохов, каждый из которых имел длительность 5 секунд. Дыхательные пробы были выполнены для 27 практически здоровых испытуемых в возрасте 18–22 лет. Количественные параметры, разрабатываемые в статье, представляют собой отношения спектральных интегралов частотно-модулированного сигнала ритмограммы сердца. Спектральные интегралы вычислены для диапазонов сверхнизких, низких и высоких частот на этапах А, В, С. Произведена классификация испытуемых по степени воздействия дыхательной пробы на организм. Предлагаемый метод может найти применение при анализе переходных этапов ритмограммы для всех функциональных проб.

Ключевые слова: variability сердечного ритма, проба с управляемым дыханием, ритмограмма, нестационарный процесс, вейвлет-анализ.

Quantitative parameters of heart rate variability during respiratory tests

V. O. Samoilov¹, E. M. Lesova^{✉1}, V. P. Katuntsev², S. V. Bozhokin³

¹ Kirov Military Medical Academy, Ministry of Defence, 6 Academician Lebedev Str., Saint Petersburg 194044, Russia

² Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, 23 Marshal Novikov Str., Moscow 123098, Russia

³ Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University, 29 Polytechnicheskaya Str., Saint Petersburg 195251, Russia

Authors

Vladimir O. Samoilov,
SPIN: 9326-0532,
ORCID: 0000-0003-4140-2957,
e-mail: bigday50@mail.ru

Elena M. Lesova,
SPIN: 5804-5246,
e-mail: lena_lesova@mail.ru

Vladimir P. Katuntsev,
SPIN: 8594-2080,
ORCID: 0000-0003-3844-7492,
e-mail: ypkat@yandex.ru

Sergey V. Bozhokin,
SPIN: 8501-7906,
ORCID: 0000-0001-5653-6574,
e-mail: bsvjob@mail.ru

For citation:

Samoilov, V. O., Lesova, E. M., Katuntsev, V. P., Bozhokin, S. V. (2021) Quantitative parameters of heart rate variability during respiratory tests. *Integrative Physiology*, vol. 2, no. 2, pp. 173–180. <https://www.doi.org/10.33910/2687-1270-2021-2-2-173-180>

Received 14 February 2021;
reviewed 22 April 2021;
accepted 22 April 2021.

Funding: The study is part of the State-Commissioned Assignment for Basic Research (topic No. FSEG-2020-0024) of Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University.

Copyright: © The Authors (2021).
Published by Herzen State Pedagogical University of Russia.
Open access under [CC BY-NC License 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

Abstract. The authors proposes a method to study the non-stationary heart rhythmogram based on the wavelet analysis of a frequency-modulated signal. The peaks of the cardiogram coincide with heart contractions. The study included a test with controlled breathing, which consisted of three stages: a resting stage (A), a rhythmic breathing stage with a given frequency (B), and a relaxation stage (C). The duration of stages A, B and C were 15, 5 and 20 minutes, respectively. The rhythmic breathing stage B consisted of an inhalation/exhalation sequence, each lasting 5 seconds. Breathing tests were performed on 27 apparently healthy subjects aged 18–22. The quantitative parameters discussed in the article are the ratios of the spectral integrals of the frequency modulated signal of the heart rhythm. Spectral integrals were calculated for the ultra-low, low and high frequency ranges at stages A, B, and C. The subjects were classified according to their response to the breathing test. The proposed method can be used in the analysis of transient responses of the rhythmogram in all functional tests.

Keywords: heart rate variability, test with controlled breathing, rhythmogram, non-stationary process, wavelet analysis.

Введение

Любые изменения, происходящие во внешней или внутренней среде организма, вызывают функциональные сдвиги в работе систем дыхания и кровообращения. Скорость и характер реагирования этих систем на различные факторы внешней среды свидетельствуют о степени резистентности организма к ним. Для исследования адаптивных возможностей организма все большее значение приобретает

методика variability сердечного ритма (BCP).

BCP, основанная на анализе ритмограммы — последовательности интервалов RR_n между соседними сокращениями сердца n , позволяет оценить работу сердечно-сосудистой системы, а по степени BCP можно судить о воздействии различных экстремальных факторов среды на организм. Однако статистические параметры, описывающие BCP (RRNN, SDNN, RMSSD), а также спектральные и гистограммные методы

изучения кардиоинтервалов могут использоваться только в стационарных ситуациях (Аронов, Лупанов 2003; Баевский и др. 2002). Стационарные случайные процессы обладают тем свойством, что их статистические и спектральные характеристики, определенные для достаточно большого интервала времени T , не изменяются. Стационарность процесса можно оценить, если взять любой другой интервал времени T , смещенный относительно первого на произвольный отрезок времени, и сравнить все параметры такого процесса.

Кроме того, сердечный ритм, представляющий собой результат активности атипичных кардиомиоцитов синоаурикулярного узла, определяется влиянием вегетативной нервной системы, которая состоит из двух отделов: симпатическая нервная система учащает и усиливает деятельность сердца, парасимпатическая нервная система (ПНС) действует в противоположном направлении (Рунова и др. 2013; Флейшман и др. 2014). При дыхательной аритмии сердечные сокращения во время вдоха становятся более частыми, а при выдохе — урежаются. Это объясняется тем, что на вдохе активность блуждающего нерва, принадлежащего ПНС, уменьшается, а при выдохе активность блуждающего нерва, наоборот, повышается (Гайтон 2008).

Для оценки реактивности ПНС применяется функциональная проба с глубоким, управляемым дыханием (УД), во время которой непрерывно записывается кардиограмма. Испытуемый, находящийся в горизонтальном положении, по команде оператора начинает дышать глубоко и регулярно с некоторой постоянной частотой в течение нескольких минут (Покровский 2010). Поскольку комплекс ядер блуждающего нерва непосредственно связан с дорсальной и вентральной группами респираторных нейронов дыхательного центра, метрономизация частоты дыхания изменяет активность блуждающего нерва так, что сердечный ритм будет меняться в соответствии с частотой дыхания. Степень зависимости сердечного ритма от ритма дыхания может свидетельствовать об устойчивости организма к экстремальным факторам внешней среды (Покровский 2010; Трубочев и др. 2015).

Таким образом, оценка сердечно-дыхательного синхронизма может служить безопасным неинвазивным способом оценки адаптивных реакций организма человека.

Целью данной статьи является разработка новых параметров нестационарной variability ритма сердца (НВСП). В настоящей работе использована новая модель нестационарной НВСП-ритмограммы как частотно-модулирован-

ного сигнала, которая исследована с помощью повторного непрерывного вейвлет-преобразования DCWT (Double Continuous Wavelet Transform).

Методы исследования

Обязательным условием использования спектральных методов Фурье является стационарность временного ряда RR_n интервалов. Это требует исключения из анализа ритмограммы как нестационарных участков, так и экстрасистол. Спектральные методы измерения ВСР, использующие преобразование Фурье в спектральных диапазонах $\mu = (VLF, LF, HF)$, требуют, чтобы неравномерное распределение кардиоинтервалов RR_n переводилось в ряд равноотстоящих по времени t точек $RR_n(t_n)$. Использование метода Фурье требует, чтобы время дискретизации сигнала равнялось $\Delta t = t_{n+1} - t_n = RRNN$, где $RRNN$ — среднее значение RR_n за весь интервал наблюдений T (рис. 1).

Это обстоятельство вносит погрешности в измерения частотных свойств ритмограмм во время многих функциональных проб и требует разработки новых методов анализа нестационарных сигналов. Это становится особенно заметным во время нестационарных функциональных проб, когда статистические и спектральные свойства сигналов ритмограммы изменяются во времени значительным образом. Следует отметить, что в переходных участках ритмограмм, возникающих во время различных функциональных проб (велоэргометрия, бегущая дорожка, дыхательные, фармакологические и психоэмоциональные пробы) содержится наиболее важная информация. Эта информация связана с откликом сердечно-сосудистой системы на внешнее воздействие.

При традиционном использовании метода Фурье последовательность сердечных сокращений $RR_n = (1200, 1400, 800, 600 \text{ мс})$, происходящих в различные моменты времени t_n , где $t_0 = RR_0$, $t_n = t_{n-1} + RR_n$, $n = 1, 2, \dots$ (рис. 1А, 1В), преобразуется в сигнал с изменяющейся амплитудой в равноотстоящих точках. В нашем случае время дискретизации сигнала $\Delta t = RRNN = 1000 \text{ мс}$. Рисунок 1 показывает, что сердечные сокращения, происходящие в неравноотстоящие моменты времени t_n (красные точки на рис. 1С), искусственно заменяются амплитудно-модулированным сигналом (АМС) с равноотстоящими токами, разделенными интервалом $RRNN$.

В качестве примера сигналов нестационарной ритмограммы использовали данные ритмограмм сердца во время дыхательных проб (ДП).

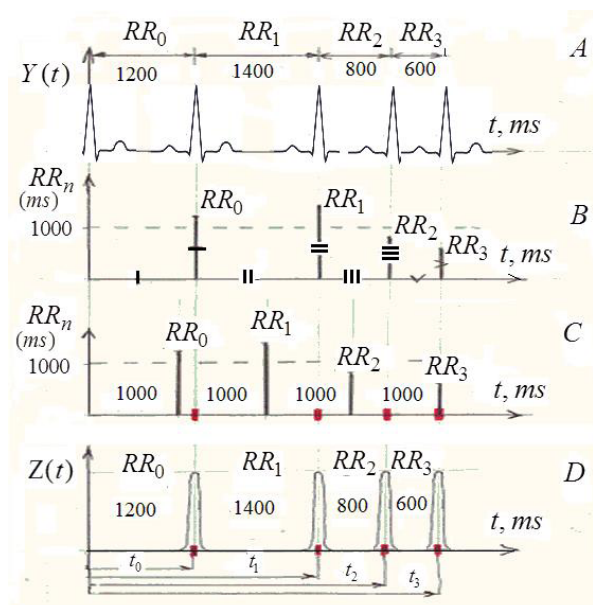


Рис. 1. Преобразование частотно-модулированного сигнала кардиограммы (А) в амплитудно-модулированный сигнал с равноотстоящими точками (С). Модель частотно-модулированного сигнала ритмограммы, разрабатываемая в данной статье (D)

Fig. 1. Conversion of the frequency-modulated signal of the ECG (A) into an amplitude-modulated signal with equally spaced points (C). The model of the frequency-modulated signal of the rhythmogram developed in the study (D)

Выполнена ДП для $K = 27$ практически здоровых молодых мужчин в возрасте 18–22 лет. ДП состоит из трех этапов регистрации НВСП: этап покоя А в горизонтальном положении покоя (длительность примерно 15 мин), этап ритмизированного дыхания В с заданной частотой $f = 0,1$ Hz (длительность примерно 5 мин) и этап релаксации С (длительность примерно 20 мин). Частота команд оператора $f = 0,1$ Hz предполагает ДП, в которой вдох имеет длительность 5 с и выдох также имеет длительность 5 с.

Результаты и обсуждение

Сигнал ритмограммы $Z(t)$, зависящий от непрерывного времени t , в данном исследовании моделируется суперпозицией гауссовских пиков одинаковой амплитуды (рис. 1D). Каждый гауссовский пик соответствует сердечному сокращению и имеет ширину, примерно равную 80 мс. Центры сердечных сокращений разделены промежутками времени RR_n и расположены на существенно неравномерной сетке, характеризующейся моментами времени t_n , где $t_0 = RR_0$, $t_n = t_{n-1} + RR_n$,

$n = 1, 2, 3, \dots, N - 1$. Предлагаемая модель ритмограммы имеет частотную модуляцию, что адекватно описывает изменения частоты сердечного ритма и допускает получение аналитического выражения для непрерывного вейвлетного преобразования $V(v;t)$, где v — частота, t — время (Bozhokin, Suslova 2013; 2014a; 2014b; 2020).

Максимальное значение CWT $V(v;t)$ позволяет рассчитать зависимость локальной частоты $F_{\max}(t)$ в любой момент времени t . Частота $F_{\max}(t)$ лежит в диапазоне $[0,5 \text{ Hz}; 2,5 \text{ Hz}]$. Повторное непрерывное вейвлет-преобразование $V_{\text{DCWT}}(v;t)$ (DCWT) выполняется для сигнала $F_{\max}(t)$. Функция двух переменных $V_{\text{DCWT}}(v;t)$ анализирует как аperiodические, так и колебательные движения локальной частоты $F_{\max}(t)$ относительно тренда. Необходимость применения DCWT диктуется нестационарностью поведения $F_{\max}(t)$. Подобная процедура является модификацией обычного алгоритма вейвлет-преобразования и дает возможность получить дополнительную важную информацию об изменениях частотно-временных характеристик variability сердечного ритма (ВСП) во время переходных процессов для многих функциональных проб.

На стадии покоя А (время окончания этапа $t_A = 870$ с) ритмограмму составляет частотно-модулированный сигнал, который является суперпозицией многих колебаний с различными частотами. Этап В, соответствующий глубокому дыханию $t_A < t < t_B$, где $t_B = 1270$ с, характеризуется доминирующей частотой $f = 0,1$ Hz (6 циклов дыхания в минуту), связанной с колебаниями величины $F_{\max}(t)$ со временем. Такие колебания $F_{\max}(t)$ обусловлены заданным ритмом дыхания, сформированным командами оператора с частотой f . Этап релаксации С начинается прекращением команд оператора в момент времени $t_B = 1270$ с и завершается в момент времени $t_C = 2250$ с.

Анализ ритмограммы испытуемого с сильным воздействием дыхательной пробы (рис. 2) показывает существенную перестройку ритма во время этапа В. Преимущественной частотой колебания ритма сердца на этапе В является вынужденная частота $f = 0,1$ Hz.

Величина $V_{\text{DCWT}}(v, t)$ демонстрирует резкое увеличение своей амплитуды на этапе В $t = [870; 1270 \text{ с}]$, когда наблюдается глубокое дыхание. На рисунке 3 изображена псевдографика $|V_{\text{DCWT}}(v;t)|$, причем палитра $|V_{\text{DCWT}}(v;t)|$ изменяется от своего минимального значения, равного нулю, до своего максимального значения $|V_{\text{DCWT}}(\text{max})| \approx 0,11$. Такая палитра состоит из 10 цветов от черного до белого. Резкий максимум

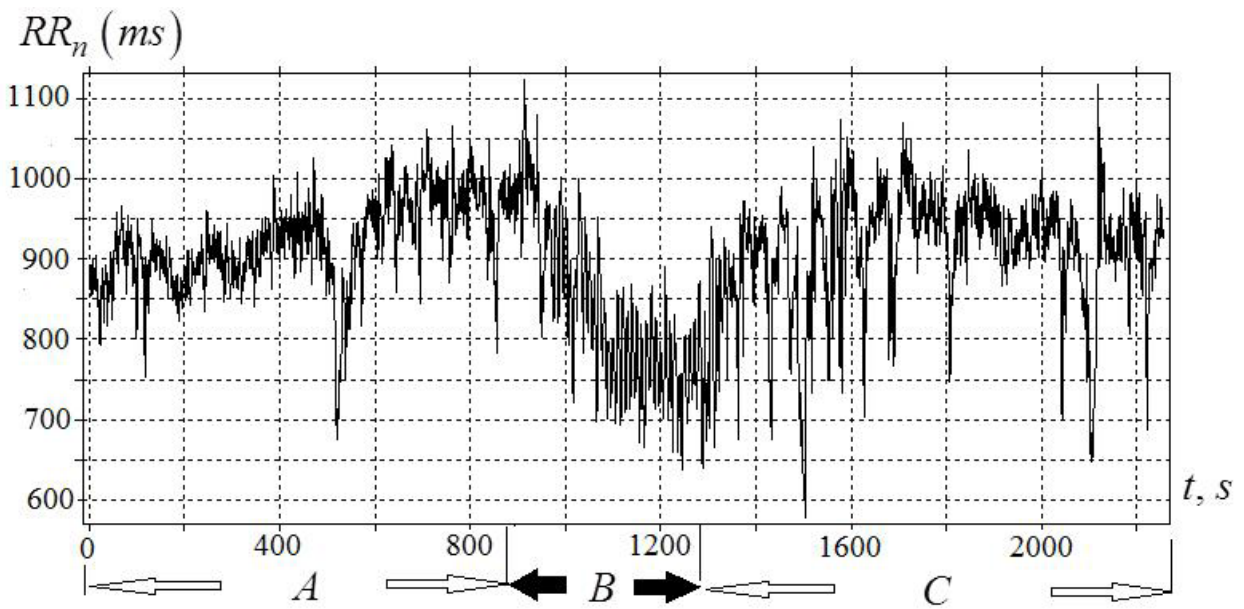


Рис. 2. Ритмограмма испытуемого $RR_n(t)$ с сильным воздействием дыхательной пробы на сердечный ритм. Этап дыхательной пробы В отмечен черными стрелками

Fig. 2. Rhythmogram of the subject $RR_n(t)$ with a strong effect of the respiratory test on the heart rate. The breath test phase B is denoted by black arrows

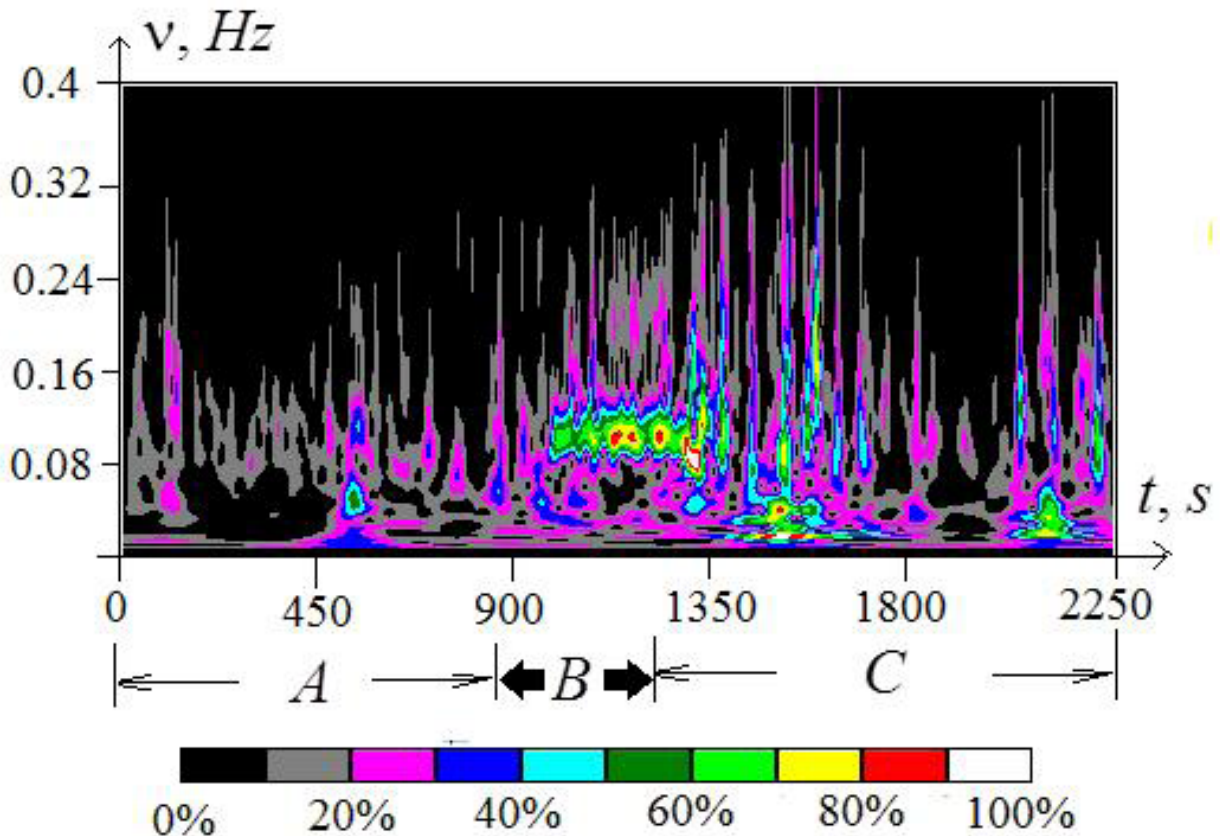


Рис. 3. Псевдографика $|V_{DCWT}(v;t)|$ в зависимости от времени t (горизонтальная ось) и частоты v (вертикальная ось)

Fig. 3. Pseudographics $|V_{DCWT}(v;t)|$ versus time t (horizontal axis) and frequency v (vertical axis)

величины $|V_{\text{DCWT}}(v;t)|$ в диапазоне частот $v = [0,04; 0,15 \text{ Hz}]$ наблюдается на этапе В: $t_A < t < t_B$, где $t_A = 870 \text{ c}$, $t_B = 1270 \text{ c}$ в диапазоне низких частот $LF = [0,04; 0,15 \text{ Hz}]$. Этот эффект связан с синхронизацией колебаний ритма сердца и ритма навязываемого дыхания с частотой $f = 0,1 \text{ Hz}$.

На рисунке 4 продемонстрирована зависимость спектрального интеграла $E_{LF}(t)$ от времени t . Спектральный интеграл представляет собой интеграл от локальной плотности спектра, зависящей от времени и частоты, проинтегрированный для конкретного диапазона частот $LF = [0,04; 0,15 \text{ Hz}]$. Спектральный интеграл $E_{LF}(t)$ в диапазоне частот также резко увеличивается на этапе В. Детали вычисления $V(v;t)$, $F_{\text{max}}(t)$, $V_{\text{DCWT}}(v;t)$ и $E_{LF}(t)$ подробно изложены в работах (Божокин, Суворов 2008; Bozhokin, Suslova 2013; 2014a; 2014b; 2020).

Последний этап работы представляет собой классификацию всех $K = 27$ испытуемых по степени воздействия навязываемого дыхания на сердечный ритм. Классификация производилась по двум параметрам. Первый параметр представлял собой отношение средних спектральных интегралов на этапе В и на этапе А: $D_{LF}(B/A) = \langle E_{LF}(B) \rangle / \langle E_{LF}(A) \rangle$. Второй параметр, по которому производилась классификация, — это отношения средних спектральных интегралов в двух диапазонах $LF = [0,04; 0,15 \text{ Hz}]$ и $HF = [0,15; 0,4 \text{ Hz}]$ для двух этапов В и А. Второй параметр классификации равен $D_{LF/HF}(B/A) = \langle E_{LF}(B) \rangle \langle E_{HF}(A) \rangle / (\langle E_{HF}(B) \rangle \langle E_{LF}(A) \rangle)$. Первым

этапом классификации является вычисление средних $\langle\langle D_{LF}(B/A) \rangle\rangle$ и $\langle\langle D_{LF/HF}(B/A) \rangle\rangle$, причем усреднение, обозначаемое двумя косыми чертами, производится по всем испытуемым $i = 1, 2, \dots, K$, где $K = 27$. Вторым этапом $D_{LF}(B/A)$ классификации является вычисление величины X_i , которое представляет собой отношение $D_{LF}^i(B/A)$ для i испытуемого к среднему значению по всем испытуемым $\langle\langle D_{LF}(B/A) \rangle\rangle$. Аналогично определяется величина $Y_i = D_{LF/HF}^i(B/A) / \langle\langle D_{LF/HF}(B/A) \rangle\rangle$. Для решения задачи классификации строится диаграмма рассеяния точек на плоскости $(X_i; Y_i)$.

Заключение

Рассмотрен частотно модулированный сигнал (ЧМС) ритмограммы, который представляет собой совокупность одинаковых гауссовских пиков. Центры гауссовских пиков локализованы в истинные моменты времени сокращений сердца t_n , где $t_0 = RR_0$, $t_n = t_{n-1} + RR_n$, $n = 1, 2, \dots$. С использованием двойного вейвлетного преобразования (DCWT) найдена зависимость максимальной частоты от времени $F_{\text{max}}(t)$. Преимуществом метода, предлагаемого в статье, является возможность изучения динамики нарастания и спадания спектральных компонент $m = \{ULF, VLF, LF, HF\}$. Это позволяет исследователям вычислить продолжительность переходных периодов, изучая поведение спектральных интегралов $E_m(t)$ во время многих функциональных проб. Проведена классификация

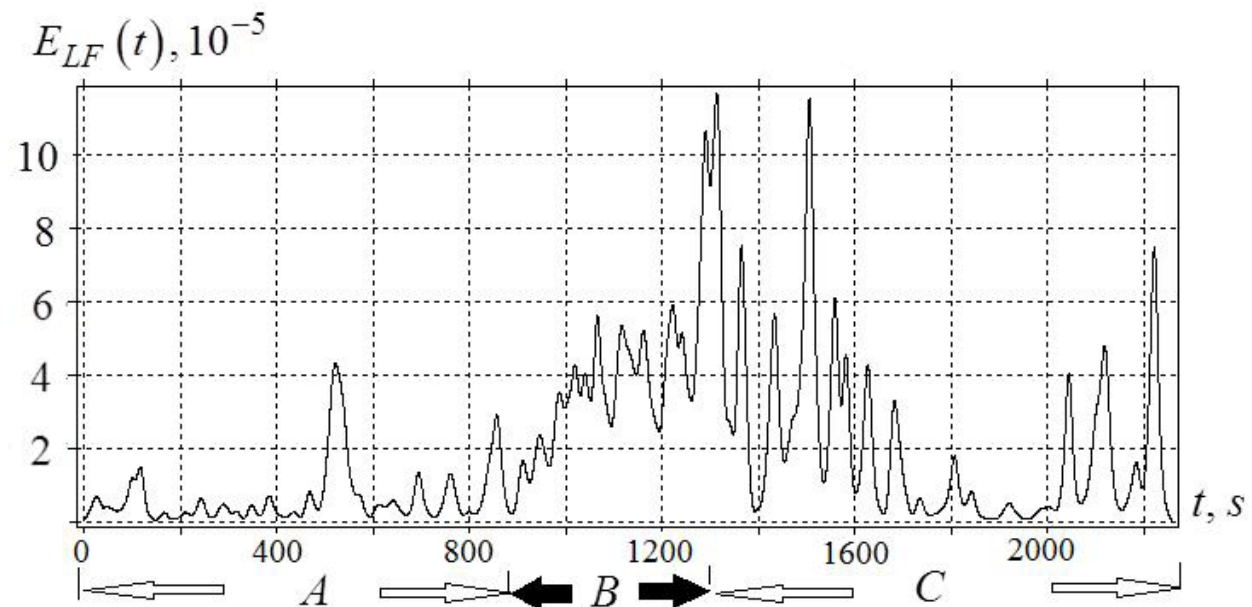


Рис. 4. Зависимость спектрального интеграла $E_{LF}(t)$ от времени t

Fig. 4. Dependence of the spectral integral $E_{LF}(t)$ on time t

$K = 27$ практически здоровых молодых людей и предложены количественные параметры X_i и Y_i , которые характеризуют степень воздействия дыхательной пробы на организм человека. Если для i испытуемого выполняется условие $X_i^2 + Y_i^2 < 1$, то это означает, что дыхательная проба оказывает слабое воздействие. Такому критерию удовлетворили 13 испытуемых. Критерий $X_i^2 + Y_i^2 \geq 1$ означает сильное воздействие дыхательной пробы. Относительно средних значений $X = 1$ и $Y = 1$ максимальные значения параметров равны $X_{max} \approx 4,7$ и $Y_{max} \approx 3$.

Представленный алгоритм обработки нестационарной ритмограммы (DCWT) позволяет получать набор количественных параметров, связанных с различными нарушениями ритма сердца во время функциональных проб, в том числе длительности переходных процессов перестройки ритма сердца. Вычисление данных

характеристик ритма во время функциональных проб дает возможность: на ранних стадиях выявлять заболевания, проявляющиеся в нарушениях ритма; тестировать адаптивные возможности человека, что является важной задачей профессиональной подготовки во многих сферах деятельности; изучать динамику взаимодействия между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы (ANS); анализировать ритмограмму во время сеанса биологической обратной связи.

Разработанные новые количественные параметры ЧМС НВСП могут быть применены для анализа переходных эффектов во многих функциональных пробах, при анализе различных аритмий сердца, а также при изучении биологической обратной связи, позволяющей изменять ритм работы сердца.

Литература

- Аронов, Д. М., Лупанов, В. П. (2003) *Функциональные пробы в кардиологии*. 2-е изд. М.: МЕДпресс-информ, 296 с.
- Баевский, Р. М., Иванов, Г. Г., Чирейкин, А. В. и др. (2002) Анализ variability сердечного ритма при использовании различных кардиологических систем (методические рекомендации). *Вестник аритмологии*, № 24, с. 65–87.
- Божокин, С. В., Суворов, Н. Б. (2008) Вейвлет-анализ переходных процессов электроэнцефалограммы при фотостимуляции. *Биомедицинская радиоэлектроника*, № 3, с. 21–26.
- Гайтон, А. К. (2008) *Минутный объем сердца и его регуляция*. М.: Логосфера, 1256 с.
- Покровский, В. М. (2010) *Сердечно-дыхательный синхронизм в оценке регуляторно-адаптивных возможностей организма*. Краснодар: Кубань-Книга, 244 с.
- Рунова, Е. В., Григорьева, В. Н., Бахчина, А. В. и др. (2013) Вегетативные корреляты произвольных отображений эмоционального стресса. *Современные технологии в медицине*, т. 5, № 4, с. 69–77.
- Рябыкина, Г. В., Соболев, А. В. (2009) *Мониторирование ЭКГ с анализом variability ритма сердца*. М.: Медпрактика-М., 222 с.
- Трубачев, В. В., Горбунов, А. В., Трубачева, В. С. и др. (2015) Анализ респираторно-сердечного взаимодействия у спортсменов и неспортсменов при навязанной частоте дыхания. *Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова*, т. 101, № 2, с. 238–248.
- Флейшман, А. Н., Кораблина, Т. В., Петровский, С. А., Мартынов, И. Д. (2014) Сложная структура и нелинейное поведение VLF variability ритма сердца: модели анализа и практического приложения. *Известия высших учебных заведений. Прикладная и нелинейная динамика*, т. 22, № 1, с. 55–70. <https://www.doi.org/10.18500/0869-6632-2014-22-1-55-70>
- Bozhokin, S. V., Lesova, E. M., Samoilov, V. O., Barantsev, K. A. (2020) Nonstationary heart rate variability during the head-down tilt test. *Biophysics*, vol. 65, no. 1, pp. 153–160. <https://www.doi.org/10.1134/S0006350920010029>
- Bozhokin, S. V., Suslova, I. M. (2013) Double wavelet transform of frequency-modulated nonstationary signal. *Technical Physics*, vol. 58, no. 12, pp. 1730–1736. <https://www.doi.org/10.1134/S1063784213120074>
- Bozhokin, S. V., Suslova, I. B. (2014a) Analysis of non-stationary HRV as a frequency modulated signal by double continuous wavelet transformation method. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 10, pp. 34–40. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.2013.12.006>
- Bozhokin, S. V., Suslova, I. B. (2014b) Wavelet analysis of non-stationary signals in medical cyber-physical systems (MCPS). In: *Internet of things, smart spaces, and next generation networks and systems. 14th International Conference, NEW2AN 2014 and 7th Conference, ruSMART 2014, St. Petersburg, Russia, August 27–29, 2014. Proceedings*. Cham: Springer Publ., pp. 467–480. https://doi.org/10.1007/978-3-319-10353-2_42
- Pokrovskii, V. M., Polischuk, L. V. (2012) On the conscious control of the human heart. *Journal of Integrative Neuroscience*, vol. 11, no. 2, pp. 213–223. <https://www.doi.org/10.1142/S0219635212500161>
- Prinsloo, G. E., Derman, W. E., Lambert, M. I., Rauch, H. L. R. (2013) The effect of a single session of short duration biofeedback-induced deep breathing on measures of heart rate variability during laboratory-induced cognitive stress: A pilot study. *Applied Psychophysiological Biofeedback*, vol. 38, no. 2, pp. 81–90. <https://www.doi.org/10.1007/s10484-013-9210-0>

References

- Aronov, D. M., Lupanov, V. P. (2003) *Funktsional'nye proby v kardiologii [Functional tests in cardiology]*. Moscow: MEDpress-Inform Publ., 296 p. (In Russian)
- Baevskii, R. M., Ivanov, G. G., Chireikin, L. V. et al. (2002) Analiz variabel'nosti serdechnogo ritma pri ispol'zovanii razlichnykh kardiologicheskikh system (metodicheskie rekomendatsii) [Analysis of heart rate variability using different cardiologicheskikh systems: Methodological recommendations]. *Vestnik aritmologii — Journal of Arrhythmology*, no. 24, pp. 65–87. (In Russian)
- Bozhokin, S. V., Lesova, E. M., Samoilo, V. O., Barantsev, K. A. (2020) Nonstationary heart rate variability during the head-down tilt test. *Biophysics*, vol. 65, no. 1, pp. 153–160. <https://www.doi.org/10.1134/S0006350920010029> (In English)
- Bozhokin, S. V., Suslova, I. M. (2013) Double wavelet transform of frequency-modulated nonstationary signal. *Technical Physics*, vol. 58, no. 12, pp. 1730–1736. <https://www.doi.org/10.1134/S1063784213120074> (In English)
- Bozhokin, S. V., Suslova, I. B. (2014a) Analysis of non-stationary HRV as a frequency modulated signal by double continuous wavelet transformation method. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 10, pp. 34–40. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.2013.12.006> (In English)
- Bozhokin, S. V., Suslova, I. B. (2014b) Wavelet analysis of non-stationary signals in medical cyber-physical systems (MCPS). In: *Internet of things, smart spaces, and next generation networks and systems. 14th International Conference, NEW2AN 2014 and 7th Conference, ruSMART 2014, St. Petersburg, Russia, August 27–29, 2014. Proceedings*. Cham: Springer Publ., pp. 467–480. https://doi.org/10.1007/978-3-319-10353-2_42 (In English)
- Bozhokin, S. V., Suvorov, N. B. (2008) Veyvlet-analiz perekhodnykh protsessov elektroentsefalogrammy pri fotostimulyatsii [Wavelet analysis of transients of an electroencephalogram at photostimulation]. *Biomeditsinskaya radioelektronika — Biomedical Radioelektronika*, no. 3, pp. 21–26. (In Russian)
- Fleishman, A. N., Korablina, T. V., Petrovskij, S. A., Martynov, I. D. (2014) Slozhnaya struktura i nelinejnoe povedenie VLF variabel'nosti ritma serdtsa: modeli analiza i prakticheskogo prilozheniya [Complex structure and nonlinear behavior of very low frequency of heart rate variability: Model of analysis, and practical applications]. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Prikladnaya i nelineinaya dinamika — Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*, vol. 22, no. 1, pp. 55–70. <https://www.doi.org/10.18500/0869-6632-2014-22-1-55-70> (In Russian)
- Gajton, A. K. (2008) *Minutnyj ob'em serdtsa i ego regulyatsiya [Minute volume of the heart and its regulation]*. Moscow: Logosfera Publ., 1256 p. (In Russian)
- Pokrovskii, V. M. (2010) *Serdechno-dykhatelnyj sinkhronizm v otsenke regulyatorno-adaptivnykh vozmozhnostei organizma [Cardiorespiratory synchronism used for estimation of regulatory adaptive possibilities of organism]*. Krasnodar: Kuban-Kniga Publ., 244 p. (In Russian)
- Pokrovskii, V. M., Polischuk, L. V. (2012) On the conscious control of the human heart. *Journal of Integrative Neuroscience*, vol. 11, no. 2, pp. 213–223. <https://www.doi.org/10.1142/S0219635212500161> (In English)
- Prinsloo, G. E., Derman, W. E., Lambert, M. I., Rauch, H. L. R. (2013) The effect of a single session of short duration biofeedback-induced deep breathing on measures of heart rate variability during laboratory-induced cognitive stress: A pilot study. *Applied Psychophysiological Biofeedback*, vol. 38, no. 2, pp. 81–90. <https://www.doi.org/10.1007/s10484-013-9210-0> (In English)
- Runova, E. V., Grigoreva, V. N., Bakhchina, A. V. et al. (2013) Vegetativnye korrelyaty proizvolnykh otobrazhenij emotsional'nogo stressa [Vegetative correlates of conscious representation of emotional stress]. *Sovremennye tekhnologii v meditsine — Modern Technologies in Medicine*, vol. 5, no. 4, pp. 69–77. (In Russian)
- Ryabykina, G. V., Sobolev, A. V. (2009) *Monitorirovanie EKG s analizom variabel'nosti ritma serdtsa [ECG monitoring with analysis of heart rate variability]*. Moscow: Medpraktika-M. Publ., 222 p. (In Russian)
- Trubachev, V. V., Gorbunov, A. V., Trubacheva, V. S. et al. (2015) Analiz respiratorno-serdechnogo vsaimodeystviya u sportsmenov i nesportsmenov pri navyazannoj chastote dykhaniya [Analysis of cardiorespiratory coupling in athletes and nonathletes at paced rate of breathing]. *Rossiiskij fiziologicheskij zhurnal im. I. M. Sechenova — Russian Journal of Physiology*, vol. 101, no. 2, pp. 238–248. (In Russian)