

АНАЛИЗ ДИНАМИКИ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ МОНИТОРИРОВАНИИ

Актуальность

Методы анализа variability сердечного ритма (ВСР) за последние десятилетия получили мощное развитие. Ряд показателей и методик их определения закреплены стандартами, имеют четкую физиологическую интерпретацию, фиксированные граничные значения и используются в качестве критериев при диагностике нарушений ритма или работы сердца.

В медицинских исследованиях нашли применение два подхода: анализ коротких записей (5 минут) и длительный мониторинг (24 часа и более) [1, 3]. Для анализа полученных данных используются разные методы и наборы показателей. Так, при длительном мониторинге, как правило, анализ данных проводится по окончании процесса регистрации. Очевидно, что получение оценки о текущем состоянии человека, т.е. в ходе мониторинга, может иметь не только диагностическое применение, но и использоваться для изучения эффективности воздействия лечебных препаратов.

Исходные данные

Исходные данные представляют собой массив RR-интервалов (тахограмма), полученный по результатам 24- и 48-часовых записей электрокардиограммы. Нами проанализированы две выборки данных, характерных для нормального синусового ритма и сигналов с экстрасистолией. Массивы RR-интервалов были записаны в текстовые файлы; размерность файлов колеблется от 800 до 2400.

Тахограмма – последовательность RR-интервалов (или отсчетов) по оси абсцисс содержит номер RR-интервала, а по оси ординат – его длительность (верхний график на рис. 1).

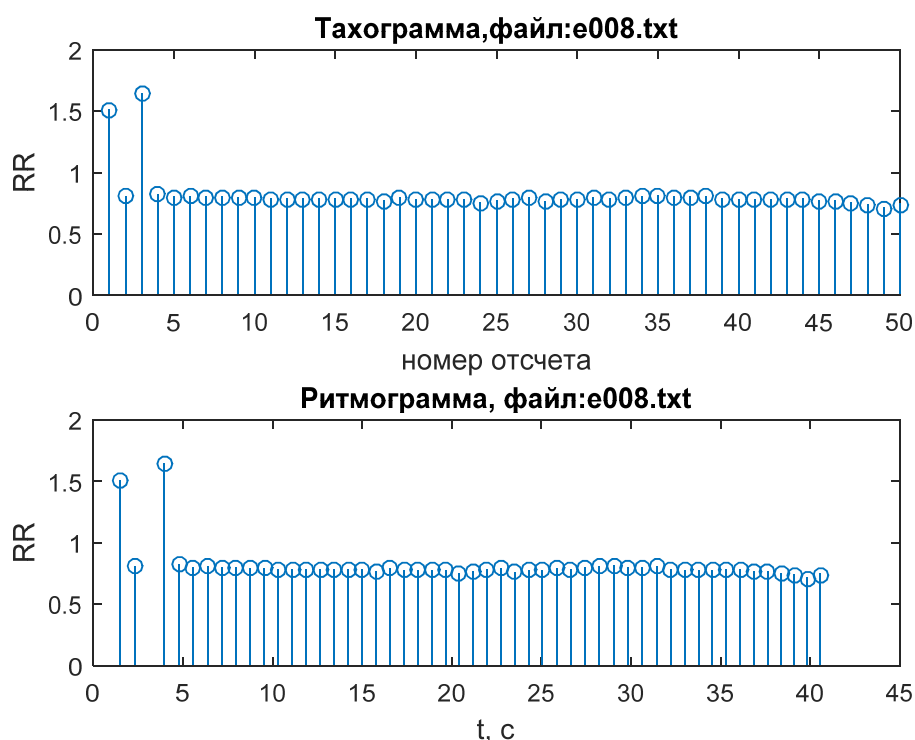


Рис. 1

Основные методы анализа тахограмм объединяются в группы, известные как методы исследования временных показателей (Time domain methods, включающие статистические и геометрические методы), частотных характеристик (Frequency domain methods), формы тахограммы (ритмограммы) (Rhythm pattern analysis), нелинейные методы (Non-linear methods) [1].

Некоторые из них требуют преобразования тахограммы в ритмограмму (представление RR-интервалов как функции времени) (нижний график на рис. 1) с ее последующей передискретизацией (resampling), т.е. приведения в равномерной временной шкале по оси X.

Выбор показателей для анализа ВСП

Указанные выше методы хорошо себя зарекомендовали для анализа временного ряда после окончания регистрации, однако актуальной является задача оценки состояния пациента в реальном масштабе времени. Предлагается использовать показатели, определяемые стандартными методами анализа variability сердечного ритма (ВСП), с последующим понижением размерности исследуемого объекта (пятиминутного фрагмента ритмограммы) и представлением его в двумерном пространстве.

В качестве стандартных показателей ВСП выбраны следующие параметры.

1. Среднее значение M как величина обратная частоте пульса характеризует текущий уровень функционирования сердечно-сосудистой системы и зависит от условий, воздействующих в данный момент на организм и от индивидуальных типологических особенностей.

2. $SDNN$ – стандартное отклонение – интегральный показатель, зависящий от воздействия как симпатического, так и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы. $SDNN$ зависит от длительности анализируемого сегмента ЭКГ.

3. $SDSD$ – стандартное отклонение разницы между соседними R-R интервалами.

4. Показатель $RMSSD$ – показатель активности парасимпатического звена вегетативной регуляции. Этот показатель вычисляется по динамическому ряду разностей значений последовательных пар кардиоинтервалов. Он отражает активность автономного контура регуляции, которая характеризуется высокочастотными колебаниями. Чем выше значение $RMSSD$, тем активнее звено парасимпатической регуляции:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum \Delta RR^2}{n}}$$

5. $RMSSL$ показывает стандартное отклонение разностей RR-интервалов:

$$RMSSL = \sqrt{\frac{\sum (\Delta RR_i^2 - \overline{\Delta RR})^2}{n-1}}$$

6. $pNN50$ отражает в процентах количество разностных значений, которые больше чем 50 мс.

7. Коэффициент вариации V представляет собой нормированную оценку дисперсии и может сравниваться у людей с различными значениями частоты пульса:

$$V = \frac{SDNN}{M} 100\%$$

8. Мода Mo в физиологическом смысле – наиболее вероятностный уровень функционирования сердечно-сосудистой системы.

9. Амплитуда моды AMo (%) отражает стабилизирующий эффект централизации управления ритмом, в основном, степень активации симпатического отдела.

10. Вариационный размах VR отражает степень вариативности RR-интервалов.

11. Индекс вегетативного равновесия IVB определяет соотношение симпатической и парасимпатической регуляции сердечной деятельности:

$$IVB = \frac{AMo}{VR}.$$

12. Вегетативный показатель ритма VI позволяет судить о вегетативном балансе: чем меньше величина VI , тем больше вегетативный баланс смещен в сторону преобладания парасимпатической регуляции:

$$VI = \frac{VR}{Mo}.$$

13. Показатель адекватности процессов регуляции $ARPI$ отражает соответствие между уровнем функционирования синусового узла и симпатической активностью:

$$ARPI = \frac{AMo}{Mo}.$$

14. Индекс напряжения регуляторных систем SI отражает степень централизации управления сердечным ритмом т.е активность механизмов симпатической регуляции, состояние центрального контура регуляции:

$$SI = \frac{AMo}{2 \cdot VR \cdot Mo}.$$

15. Триангулярный индекс TI – определяется из гистограммы распределения как отношение ее ширины NN к высоте $height$. Шаг гистограммы равен 7,8125мс:

$$TI = \frac{NN}{height}.$$

16. Триангулярная интерполяция гистограммы $TINN$ измеряется в мс, рассчитывается как ширина треугольника $2A$ (мс) к его высоте Mo :

$$TINN = \frac{2A}{Mo}.$$

Три других показателя вычисляются по результатам спектрального анализа. Шаг передискретизации ритмограммы выбран $\Omega_{\partial} = 1/170$ Гц [2]. Так как длительность выборки для анализа составляет 1 минуту, то для анализа можно использовать только компоненты с длиной волны менее 1 минуты. Такому условию удовлетворяют медленные волны второго порядка LW и волны HF [3].

17. Медленные волны LW , $см^2$ – мощность спектра в диапазоне 0,04 – 0,015 Гц (6,7 – 25 с).

18. Быстрые волны HW , $см^2$ – мощность спектра в диапазоне 0,15 – 0,4 Гц (2,5 – 6,7 с).

19. Отношение LW / HF .

Анализ пятиминутного фрагмента ритмограммы

Чтобы получить интегральную оценку фрагмента ритмограммы предлагается использовать метод главных компонент (Principle Component Analysis). С одной стороны, это позволит уменьшить размерность пространства признаков, а с другой – представить фрагмент как объект в двумерном пространстве признаков. Таким образом, получаем возможность следить за изменением положения объекта в пространстве.

Предлагаемый алгоритм описывается следующими шагами и графически изображен на рис. 2.

1. Формирование для пятиминутного фрагмента ритмограммы набора данных в виде матрицы, строки которой содержат показатели, описанные выше, рассчитанные для выборки длительностью в 1 минуту.

$$X = \begin{pmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1m} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2m} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_{n1} & x_{n2} & \dots & x_{nm} \end{pmatrix},$$

где m – показатели ВСП; n – номер одноминутной выборки.

Ввиду того, что длительности кардиоинтервалов различны, формирование одноминутной выборки ритмограммы производим относительно 60 с. Таким образом, пять выборок будут примерно соответствовать пятиминутному фрагменту, а размер матрицы будет равен (5×19) .

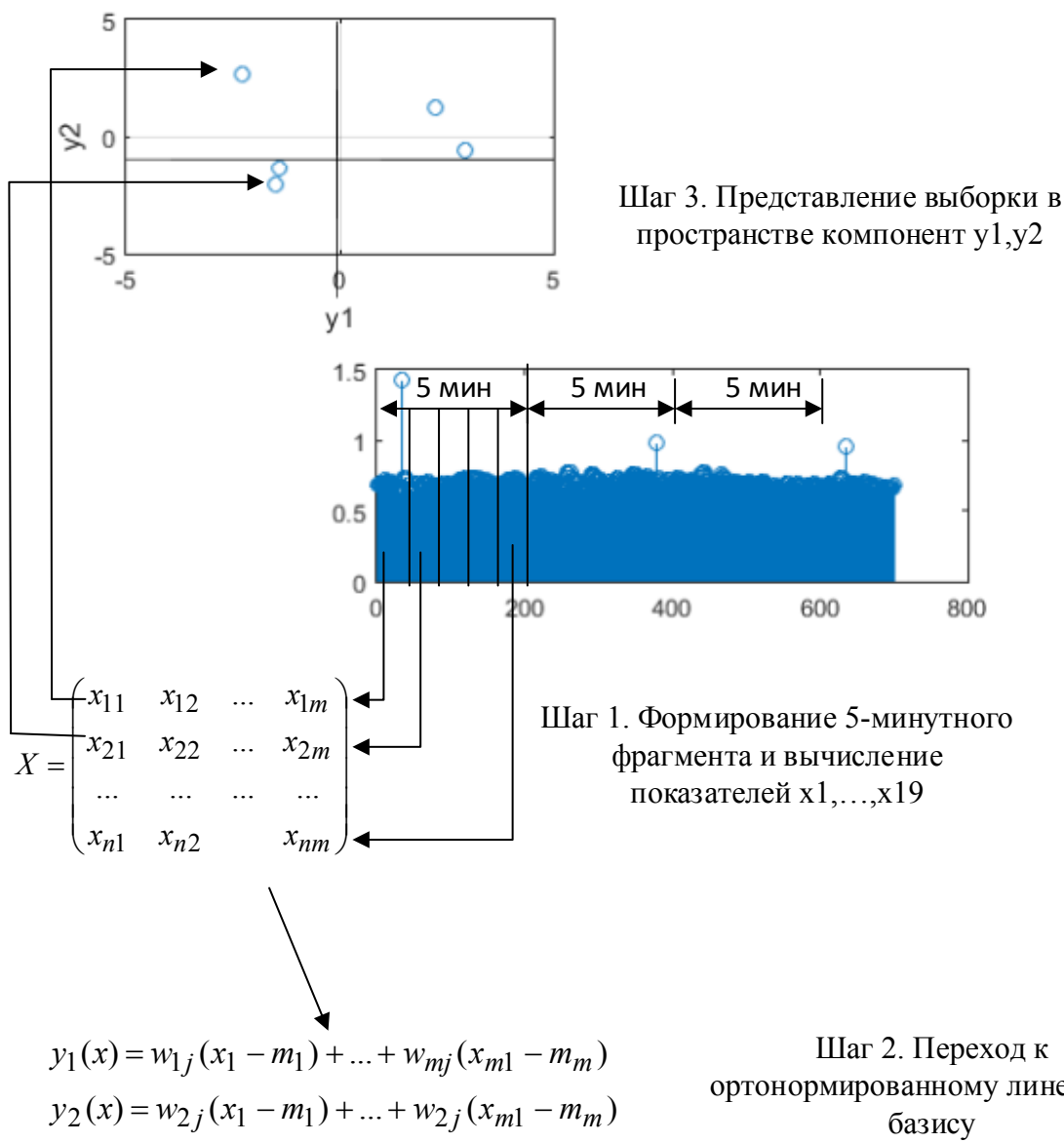


Рис. 2

2. Преобразование X методом главных компонент. Здесь осуществляется переход к новой системе координат y_1, \dots, y_m в исходном пространстве признаков x_1, \dots, x_m , которая является системой ортонормированных линейных комбинаций:

$$\begin{cases} y_j(x) = w_{1j}(x_1 - m_1) + \dots + w_{mj}(x_m - m_m); \\ \sum_{i=1}^m w_{ij}^2 = 1 & (j = \overline{1, m}); \\ \sum_{i=1}^m w_{ij}w_{ik} = 0 & (j, k = \overline{1, m}, j \neq k), \end{cases}$$

где m_i – математическое ожидание признака x_i . Линейные комбинации выбираются таким образом, что среди всех возможных линейных нормированных комбинаций исходных признаков первая главная компонента $y_1(x)$ обладает наибольшей дисперсией. Геометрически это выглядит как ориентация новой координатной оси y_1 вдоль направления наибольшей вытянутости эллипсоида рассеивания объектов исследуемой выборки в пространстве признаков x_1, \dots, x_m . Вторая главная компонента имеет наибольшую дисперсию среди всех оставшихся линейных преобразований, некоррелированных с первой главной компонентой. Она интерпретируется как направление наибольшей вытянутости эллипсоида рассеивания, перпендикулярное первой главной компоненте. Следующие главные компоненты определяются по аналогичной схеме [4].

Вычисление коэффициентов главных компонент w_{ij} основано на том факте, что векторы $w_1 = (w_{11}, \dots, w_{m1})'$, ..., $w_m = (w_{1m}, \dots, w_{mm})'$ являются собственными (характеристическими) векторами корреляционной матрицы. В свою очередь, соответствующие собственные числа этой матрицы равны дисперсиям проекций множества объектов на оси главных компонент.

3. Вычисленные коэффициенты w_{ij} позволяют рассчитать значения главных компонент для каждой строки матрицы и графически представить ее в новом пространстве.

Численные эксперименты позволили выявить следующую закономерность: внутри групп комбинация показателей, которые влияют на компоненты, практически одинакова. Например, показатели $x_1, x_4, x_6, x_7, x_8, x_9, x_{11}, x_{13}, x_{17}, x_{19}$ практически для любого фрагмента тахограммы (одно- или пятиминутного) определяют значение главной компоненты. При этом комбинация параметров не зависит от наличия или отсутствия нарушений ритма.

Интерес представляют переменные x_1, \dots, x_{19} в пространстве главных компонент y_1, y_2 . На рис. 3 и 4 показаны пятиминутные фрагменты тахограмм и результаты их анализа методом главных компонент: представление одноминутной выборки тахограммы указано \cdot , а радиус-векторы соответствуют переменным в пространстве y_1, y_2 .

Максимальные значения радиус-векторов обнаруживают переменные x_6 ($pNN50$), x_{14} (SI), x_{15} (TI), x_{18} (HW) для любого пятиминутного фрагмента независимо от типа ритма. При этом, положение радиус-векторов носит хаотический характер и не может быть использовано в качестве количественной характеристики. Однако набор этих показателей определяет значение главной компоненты. Из этого можно сделать такой вывод, что именно эти показатели проявляют себя при оценке коротких наборов, которые ограничиваются несколькими минутами.

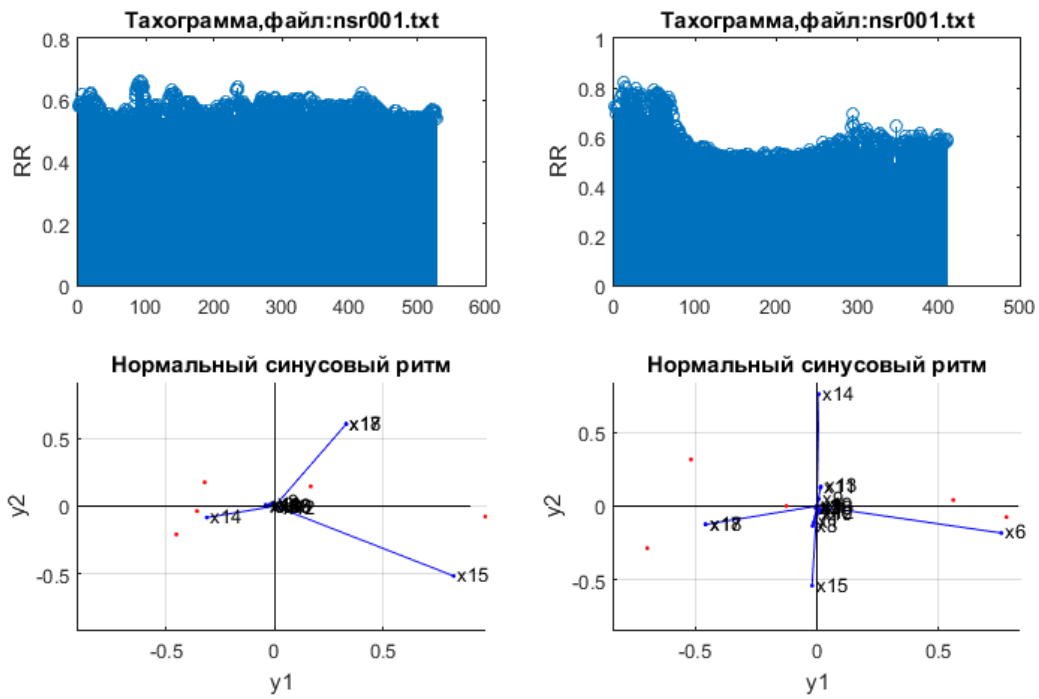


Рис. 3

Другим результатом, полученным методом главных компонент, является представление фрагмента тахограммы в двумерном пространстве признаков y_1, y_2 . Основная идея заключается в построении траектории движения объекта (рис. 5), в качестве которого выступает текущая выборка с длительностью одна минута.

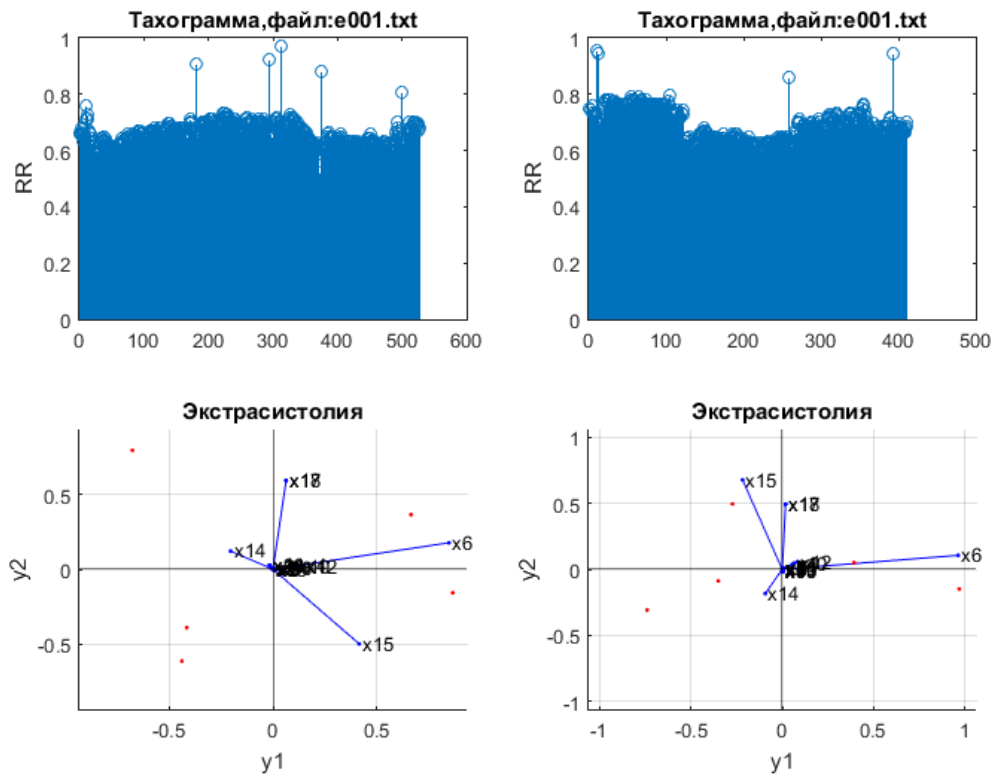


Рис. 4

Нами получены предварительные границы для интегральной оценки ВСР, когда большинство показателей x_1, \dots, x_{19} находятся в пределах физиологической нормы (окрашенные области на рис. 5). Траектория движения демонстрирует, что на протяжении 1-й, 3-й, 7-й, 8-й, 10-й показатели ВСР находились в зоне нормы.

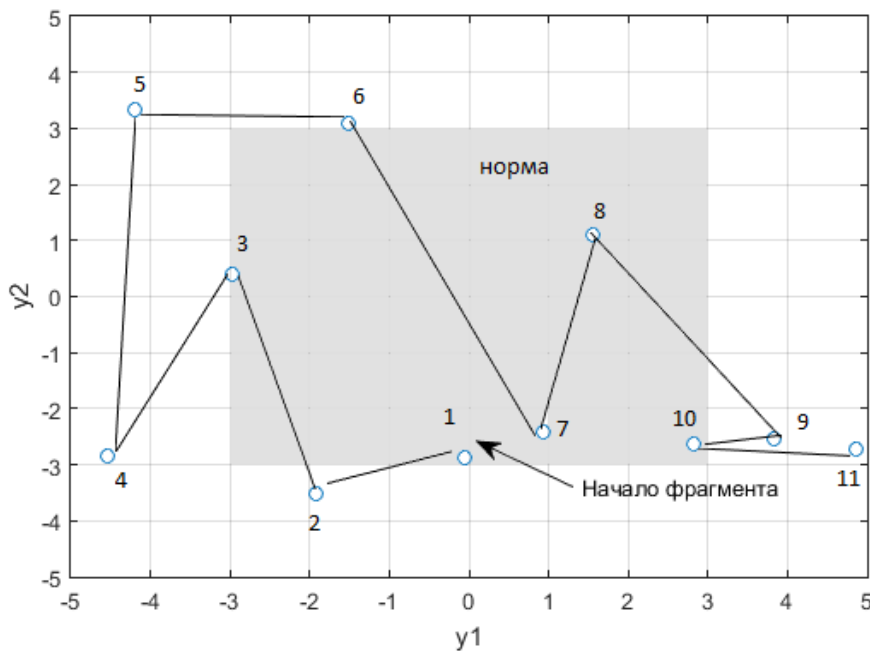


Рис. 5

Полученные результаты требуют дальнейшего уточнения и получения данных, которые, вероятнее всего, позволят ввести зоны для более тонкой оценки ВСР.

Выводы

1. Предложен способ оценки тахограммы в реальном времени, который заключается в расчете общепринятых показателей ВСР для выборки данных длительностью в одну минуту для каждого пятиминутного фрагмента и их последующем анализе методом главных компонент.

2. Анализ выборок длительностью в одну минуту позволил установить, что основной вклад в интегральную оценку вносят показатели $pNN50$, SI , TI , HW , что может быть использовано при разработке метода экспресс-оценки в режиме реального времени.

3. Предложен способ представления фрагмента тахограммы в двумерном пространстве признаков, определены границы зоны физиологической нормы.

Список литературы. 1. Ivana Gritti, Stefano Defendi, Clara Mauri, Giuseppe Banfi, Piergiorgio Duca, Giulio Sergio Roi. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use in Mountain Marathon Runners during Sleep and after Acclimatization at 3480 m // European Heart Journal. – 1996. – № 17. – P. 354–381. 2. Task Force of the European Society of Cardiology and North America Society of Pacing Electrophysiology, “Heart Rate Variability, Standard of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use” // European Heart Journal. – 1996. – Vol. 17. – P. 354–381. 3. Баевский, Р.М., Иванов, Г.Г., Чирейкин, Л.В. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // Вестн. аритмологии. – 2001. – № 24. – С. 65–86. 4. Величко О.Н., О.Е. Гапон. Передискретизация тахограммы. Проблема выбора интервала передискретизации // Системы обработки информации. – 2014. – №9 (179). – С. 168 – 175.

Харьковский национальный
университет радиоэлектроники

Поступила в редколлегию 11.11.2016