

## Виртуальный прибор для оценки спектральной энтропии сердечного ритма

С.А. Останин<sup>1,2</sup>, Е.В. Филатова<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Алтайский государственный университет (Барнаул, Россия)

<sup>2</sup> Алтайский государственный медицинский университет (Барнаул, Россия)

<sup>3</sup> Новосибирский научно-исследовательский институт патологии кровообращения им. академика Е.Н. Мешалкина (Новосибирск, Россия)

## A Virtual Instrument for Spectral Entropy Estimation of Heart Rate

S.A. Ostanin<sup>1,2</sup>, E.V. Filatova<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Altai State University (Barnaul, Russia)

<sup>2</sup> Altai State Medical University (Barnaul, Russia)

<sup>3</sup> Academician E.N. Meshalkin Novosibirsk State Research Institute of Circulation Pathology (Novosibirsk, Russia)

Описан виртуальный прибор для количественной оценки хаотичности сердечного ритма, построенный на платформе визуального программирования LabView. В качестве меры хаотичности сердечного ритма предложено использовать спектральную энтропию упорядоченной последовательности интервалов времени между RR-интервалами. Спектральная энтропия определена как модифицированная информационная энтропия Шеннона: в качестве плотности распределения вероятностей использована спектральная плотность мощности. Использование спектральной плотности мощности позволяет не решать проблему выбора ширины интервала при построении плотности распределения вероятности. Приведены блок-диаграммы виртуального прибора для оценки спектральной энтропии интервалограмм и результаты клинических испытаний. Экспериментально установлено, что у пациентов с нормальным синусовым ритмом значение спектральной энтропии соответствует  $H_{cp} = 2.8$ , а с суправентрикулярной аритмией —  $H_{cp} = 3.1$ . Статистическая значимость отличия спектральных энтропий установлена в соответствии с *t*-критерием Стьюдента. Выполнен корреляционный анализ площади эллипса скаттерограммы и предложенной меры хаотичности — спектральной энтропии RR-интервалограмм. Корреляционный анализ показал, что спектральная энтропия интервалограммы линейно не связана с традиционной характеристикой ритма сердца — площадью эллипса скаттерограммы и может быть использована в качестве независимого параметра хаотичности сердечного ритма.

In this paper, a LabView-based virtual instrument for quantitative estimation of heart rate entropy is proposed. Quantitative estimation is obtained from spectral entropy of ordered time range intervals between RR-intervals. Spectral entropy is defined as a modified Shannon information entropy with power spectral density as a probability density function. The choice of power spectral density allows to overcome the task of interval width selection for probability density. We demonstrate block diagrams of the virtual instrument for estimation of spectral entropy of intervalograms and clinical trial results. Experiments proved that patients with normal sinus rhythm have spectral entropy  $H_{cp} = 2.8$  while patients with supraventricular arrhythmia have spectral entropy  $H_{cp} = 3.1$ . Statistical significance of spectral entropy differences is obtained in accordance with *t*-Student criteria. Correlation analysis of ellipse area of scattergrams and spectral entropy of RR-intervalograms demonstrates that spectral entropy is not related to traditionally used ellipse area of scattergrams and, thus, can be utilized as an independent parameter in a heart rate evaluation process.

**Ключевые слова:** вариабельность сердечного ритма, параметры хаотичности, LabView, спектральная энтропия.

**Key words:** heart rate variability, chaotic parameters, LabView, spectral entropy.

DOI 10.14258/izvasu(2016)1-07

Сердечно-сосудистые заболевания находятся в списке лидирующих заболеваний, приводящих к смерти человека. Самым распространенным симптомом сердечно-сосудистых заболеваний является аритмия (нарушение сердечного ритма) [1, 2]. Характеристики аритмии определяют в результате анализа вариабельности сердечного ритма (BCP) [3, 4].

Установлено, что анализ BCP позволяет оценить риск летального исхода инфаркта миокарда [5, 6], обнаружить вегетативную невропатию у больных диабетом [7], установить некоторые патологические состояния плода и т. д. [8–10].

Методы анализа BCP основаны на распознавании и измерении временных интервалов между R-зубцами (RR-интервалы) электрокардиограммы (ЭКГ), построении рядов интервалограмм (кардиоинтервалов) и их анализе математическими методами [8–12]. Эти методы реализованы в программном обеспечении многих электрокардиографических приборов [13–15] и позволяют определять количественные параметры BCP.

Параметры BCP не являются специфическими признаками заболеваний и поэтому не имеют самостоятельного диагностического значения. Однако их использование совместно с различными физиологическими параметрами пациента, полученными другими методами, позволяет интеллектуальным системам анализа данных, основанных, например, на нейронных сетях, выполнять диагностику заболеваний [16].

Поскольку эффективность работы медицинских интеллектуальных экспертных систем и достоверность установленных ими диагнозов зависят от количества независимых параметров, задачи поиска новых параметров BCP, статистически независимых от уже известных, и создания приборов для и их оценки являются актуальными [17].

В качестве независимого параметра хаотичности сердечного ритма мы предлагаем использовать спектральную энтропию интервалограммы:

$$H = - \sum_{k=0}^{(N-1)/2} S^*(k) \cdot \ln S^*(k), \quad (1)$$

где  $S^*(k)$  — спектральная плотность мощности интервалограммы, нормированная на суммарную спектральную мощность всех гармоник интервалограммы  $k$ :

$$S^*(k) = \frac{S(k)}{\sum_{k=1}^{(N-1)/2} S(k)}. \quad (2)$$

Из свойств спектральной энтропии следует, что чем хаотичнее изменяется величина RR-интервалов, тем больше ее значение. Использование спектральной плотности мощности позволяет не решать проблему выбора ширины интервала при построении плотности распределения вероятности. Более подробно спектральная энтропия и ее свойства описаны в работе [18].

Для оценки спектральной энтропии интервалограммы в среде LabView создан виртуальный прибор, схема которого показана на рисунке 1. Блок-диаграммы элементов виртуального прибора, обозначенные цифрами, показаны на рисунках 2–6.

Прибор позволяет по ЭКГ пациента оценить величину спектральной энтропии и построить скаттерограмму RR-интервалов (графическое отображение значений смежных RR-интервалов). Точки скаттерограммы здорового человека расположены в границах эллипса, вытянутого вдоль биссектрисы угла, образованного осями  $RR_n$  и  $RR_{n+1}$ . Чем больше площадь эллипса скаттерограммы, тем хаотичнее последовательность RR-интервалов. Скаттерограмма отображается для установления характера статистической связи между классическим параметром хаотичности — площадью эллипса скаттерограммы  $S$  и спектральной энтропией интервалограммы  $H$ .

Сигнал ЭКГ поступает на вход блока удаления тренда (рис. 2). Компенсация тренда выполнена на основе низкочастотного фильтра. Из ЭКГ сигнала вычитается сигнал, поступающий с выхода низкочастотного фильтра.

Затем сигнал поступает на вход блока «Нелинейный преобразователь» (рис. 3), который увеличивает динамический диапазон сигнала с целью повышения помехоустойчивости детектора R зубцов ЭКГ. Первый компаратор использован для ограничения сигнала в области отрицательных значений. Увеличение динамического диапазона выполняется возведением значений сигнала в квадрат. Второй компаратор использован для установки и регулировки порогового значения уровня сигнала.

Для формирования интервалограммы моменты времени, соответствующие R зубцам, оцениваются штатным прибором «Детектор пиков» из системной палитры (рис. 1). Величина каждого RR-интервала вычисляется с помощью штатного прибора — вычислителя производной. Далее, фрагмент интервалограммы произвольной длины выделяется прибором «Выделение фрагмента RR-интервалов».

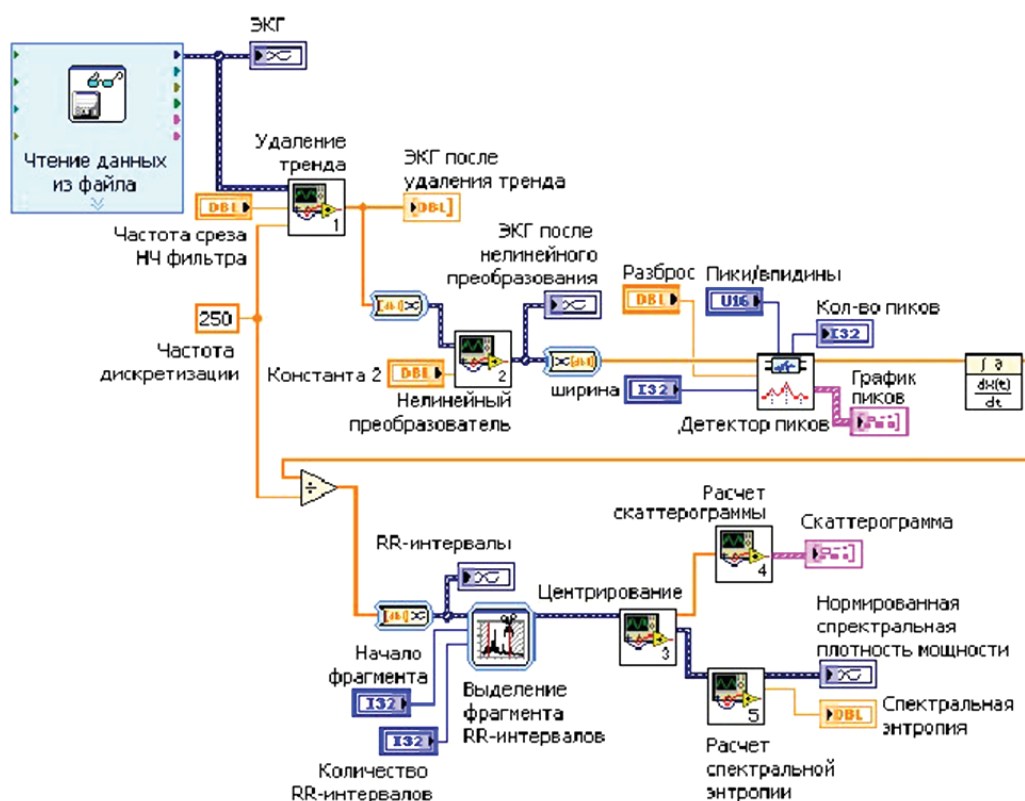


Рис. 1. Блок-диаграмма виртуального прибора для оценки спектральной энтропии сердечного ритма:  
 1 — блок устранения тренда, 2 — нелинейный преобразователь, 3 — блок центрирования данных,  
 4 — блок построения скаттерогаммы, 5 — блок вычисления спектральной энтропии

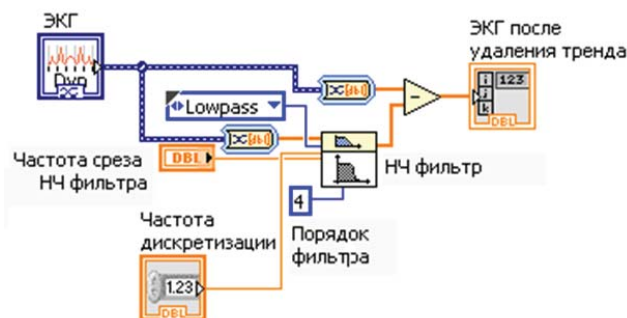


Рис. 2. Блок «Удаление тренда»

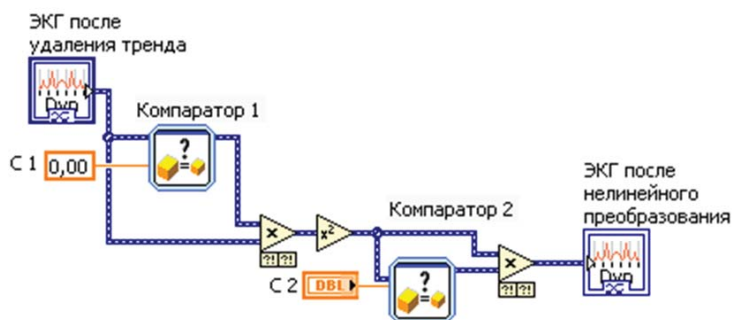


Рис. 3. Блок «Нелинейный преобразователь»

Перед вычислением спектральной энтропии выполняется центрирование интервалограммы (рис. 4) с целью расширения динамического диапазона спектральной плотности мощности и, соответственно, спектральной энтропии. Блок оценивает постоянную составляющую интервалограммы и вычитает ее из каждого элемента массива RR-интервалов.

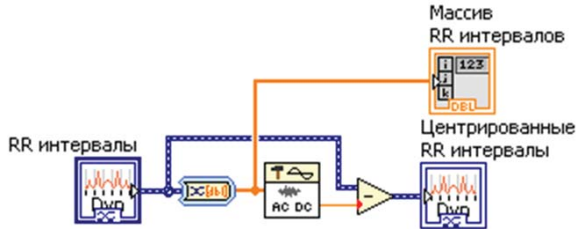


Рис. 4. Блок «Центрирование данных»

Нецентрированные значения RR-интервалов поступают на терминал «Массив RR интервалов». Эти данные используются для построения скаттерограммы (рис. 5).

Блок «Скаттерограмма» выполняет построение графика и вычисление статистических характеристик:

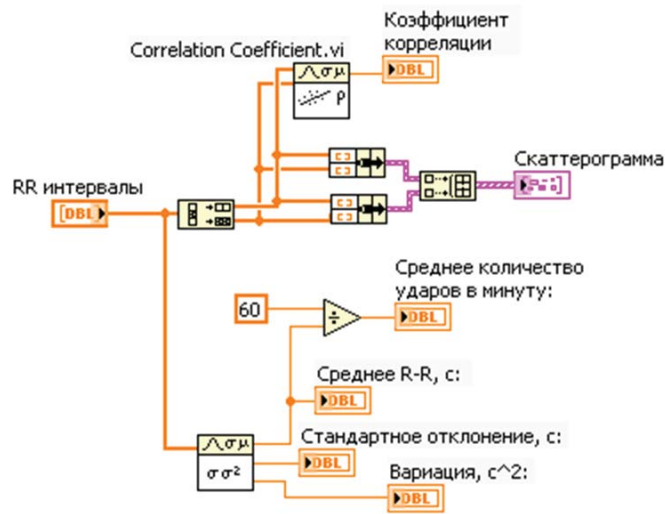


Рис. 5. Блок «Скаттерограмма»

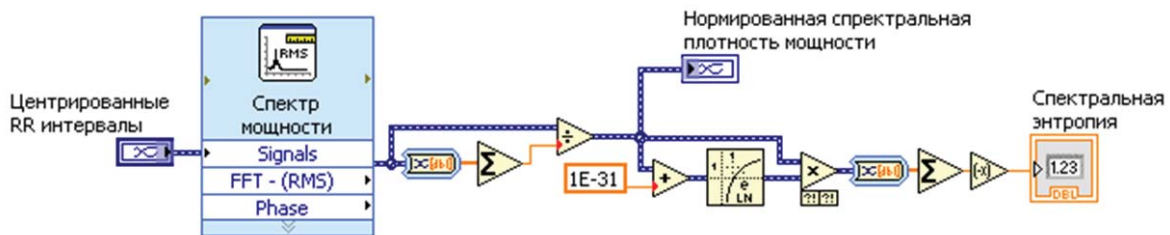


Рис. 6. Блок «Спектральная энтропия»

среднее значение RR-интервалов, стандартное отклонение RR-интервалов, вариацию, коэффициент корреляции между  $RR_n$  - и  $RR_{n+1}$ -интервалами.

Блок «Спектральная энтропия» (рис. 6) выполняет оценку спектральной энтропии интервалограммы в соответствии с выражениями (1) и (2).

Для установления характера статистической связи между площадью эллипса скаттерограммы  $S$  и спектральной энтропией интервалограммы  $H$  построены соответствующие графики с ортами  $S, H$  и вычисленные коэффициенты корреляции между  $S$  и  $H$ .

Были исследованы наиболее распространенные во врачебной практике варианты ритма разной степени хаотичности: нормальный синусовый ритм и суправентрикулярная аритмия. Группы исследуемых состояли из мужчин старше шестидесятилетнего возраста. Выбор обусловлен тем, что для людей этого пола и возраста сердечно-сосудистые заболевания наиболее распространены. Длительность записи ЭКГ составила 15 минут. Для анализа использовались группы фрагментов интервалограмм разного объема (32, 64, 128, 256, 512, 1024 значений RR-интервалов), полученные с помощью скользящего окна. Данные кардиосигналов были взяты из международной базы биомедицинских сигналов Physionet [19].

Часть результатов клинических испытаний представлена на скаттерограммах (рис. 7а-б) и графиках с ортами  $S$ ,  $H$  (рис. 8а-б). Среднее по 256 интервалограммам значение спектральной энтропии пациентов с нормальным синусовым ритмом  $H_{cp} = 2.8 \pm 0.05$ , с суправентрикулярной аритмией  $H_{cp} = 3.1 \pm 0.05$ , т. е. на 11% больше. Усреднение выполнялось по 256 интервалограммам. Статистическая значимость отличия спектральных энтропий установлена в соответствии с  $t$ -критерием Стьюдента.

На рисунке 7а показана скаттерограмма мужчины 65 лет с нормальным синусовым ритмом. Точки скаттерограммы вписываются в эллипс правильной формы

(облако точек симметрично относительно биссектрисы, идущей из начала системы отсчета), это свидетельствует о том, что кроме дыхательной аритмии присутствует аритмия, связанная с другими процессами регуляции деятельности сердца. Площадь эллипса  $S$  соответствует физиологической норме. На рисунке 7б показана скаттерограмма мужчины 66 лет с суправентрикулярной аритмией. Точки графика не образуют эллипс, контур границ облака точек имеет сложную форму, есть выбросы, локализованные вблизи начала координат, что свидетельствует о наличии аритмии.

Для анализа корреляции между площадью эллипса скаттерограммы  $S$  и спектральной энтропией ин-

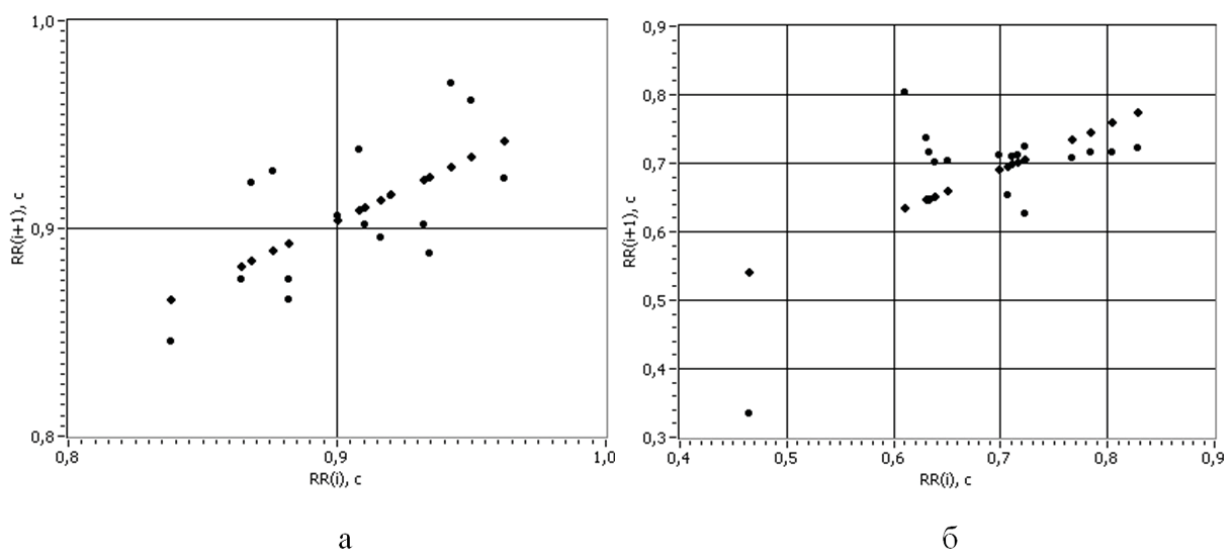


Рис. 7. Скаттерограммы мужчин: а — 65 лет (нормальный синусовый ритм), б — 66 лет (суправентрикулярная аритмия), в — 67 лет (аритмия)

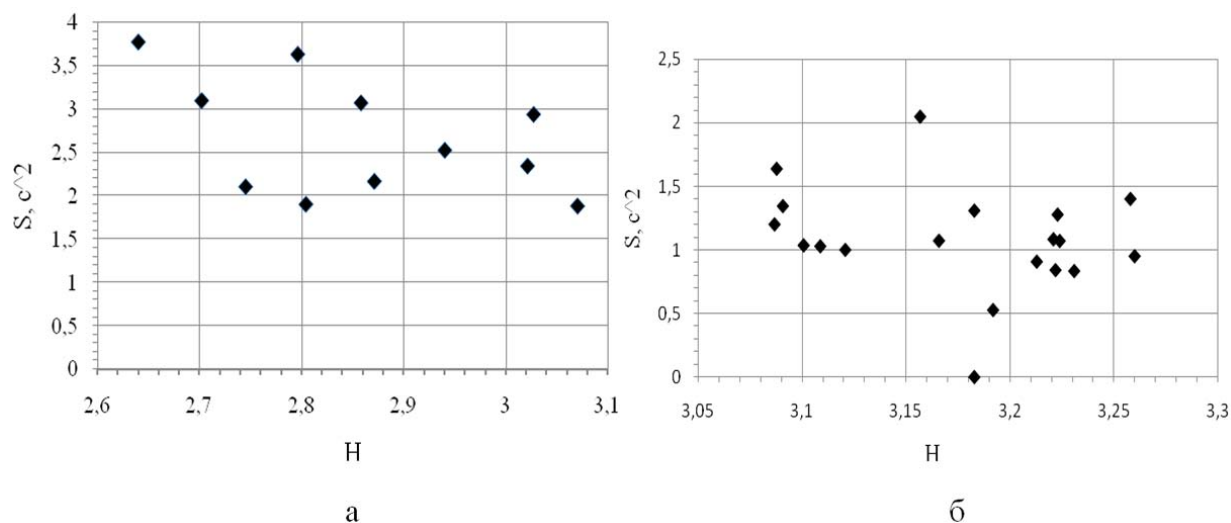


Рис. 8. Зависимости спектральной энтропии интервалограмм  $H$  от площади  $S$  эллипсов скаттерограмм мужчин: а — 65 лет (нормальный синусовый ритм), б — 66 лет (суправентрикулярная аритмия)

тервалограммы  $H$  было получено и проанализировано 256 двумерных массивов ( $S, H$ ) разных пациентов. Небольшая часть результатов показана на рисунке 8.

Из рисунков 8а-б следует, что статистическая связь между площадью эллипса скаттерограммы  $S$  и спектральной энтропией интервалограммы  $H$  слабая. Это подтверждается количественно, низким значением соответствующих коэффициентов корреляции: 0.25 (нормальный синусовый ритм), 0.05 (суправентрикулярная аритмия).

Следовательно, спектральная энтропия интервалограммы линейно не связана с основной характеристикой ВСП — площадью эллипса скаттерограммы — и может быть использована в качестве независимого параметра хаотичности сердечного ритма. Построение интеллектуальных систем анализа данных, основанных, например, на нейронных сетях, с применением нового дополнительного параметра позволит выполнять диагностику заболеваний с более высокой степенью достоверности.

### Библиографический список

1. Shen M.J., Zipes D.P. Role of the autonomic nervous system in modulating cardiac arrhythmias // *Circulation Research*. From Krannert Institute of Cardiology, Department of Medicine, Indiana University School of Medicine, Indianapolis, IN. — 2014. — Vol. 114(6).
2. Marek M. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *European Heart Journal*. American Heart Association Inc.; European Society of Cardiology. U.K. — 1996. — Vol. 17.
3. Da Silva V.P., de Oliveira N.A., Silveira H., Mello R.G., Deslandes A.C. Heart rate variability indexes as a marker of chronic adaptation in athletes: a systematic review // *Annals of Noninvasive Electrocardiology: the Official Journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology*. Rio de Janeiro, Brazil. — 2015. — Vol. 20(2).
4. Koenig J., Jarczok M.N., Wasner M., Hillecke T.K., Thayer J.F. Heart rate variability and swimming // *Sports Medicine*. Auckland, (N.Z.). — 2014. — Vol. 44(10).
5. Brateanu A. Heart rate variability after myocardial infarction: what we know and what we still need to find out // *Current Medical Research and Opinion*. Cleveland Clinic Foundation, Cleveland, OH, USA. — 2015. — Vol. 31(10).
6. Jørgensen R.M., Abildstrøm S.Z., Levitan J., Kobo R. Heart Rate Variability Density Analysis and Prediction of Long-Term Mortality after Acute Myocardial Infarction // *Annals of Noninvasive Electrocardiology: the Official Journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology*, Denmark. — 2015. — Vol. 20.
7. Li X., Yu S., Chen H., Lu C., Zhang K., Li F. Cardiovascular autonomic function analysis using approximate entropy from 24-h heart rate variability and its frequency components in patients with type 2 diabetes // *Journal of Diabetes Investigation*. China. — 2015. — Vol. 6(2).
8. Doret M., Spilka J., Chudáček V., Gonçalves P., Abry P. Fractal Analysis and Hurst Parameter for Intrapartum Fetal Heart Rate Variability Analysis: A Versatile Alternative to Frequency Bands and LF/HF Ratio // *PloS ONE*. Department of Obstetrics and Gynaecology. Bron, France. — 2015. — Vol. 10(8). e0136661. DOI: 10.1371/journal.pone.0136661
9. Yeh H.M., Chang Y.C., Lin C., Yeh C.H., Lee C.N. A new method to derive fetal heart rate from maternal abdominal electrocardiogram: monitoring fetal heart rate during cesarean section // *PloS ONE*. Department of Anesthesiology, National Taiwan University Hospital, Taipei, Taiwan. — 2015. — Vol. 10(2). e0117509. DOI: 10.1371/journal.pone.0117509.
10. Brändle J., Preissl H., Draganova R., Ortiz E. Heart rate variability parameters and fetal movement complement fetal behavioral states detection via magnetography to monitor neurovegetative development // *Frontiers in Human Neuroscience*. University of Tuebingen Tuebingen, Germany. — 2015. — Vol. 9.
11. Sammito S., Böckelmann I. Analysis of heart rate variability. Mathematical description and practical application // *Herz. Bereich Arbeitsmedizin der Medizinischen Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Leipziger*. — 2015. — Vol. 40(1).
12. Gao J., Hu J., Liu F., Cao Y. Multiscale entropy analysis of biological signals: a fundamental bi-scaling law // *Frontiers in Computational Neuroscience*. Guangxi University Nanning, China. — 2015.
13. Akiyama T., Miyazaki T., Ito H., Nogami H. Comparable accuracy of micro-electromechanical blood flowmetry-based analysis vs. electrocardiography-based analysis in evaluating heart rate variability // *Circulation Journal: Official Journal of the Japanese Circulation Society*. — 2015. — Vol. 79(4).
14. Jeyhani V., Mahdiani S., Peltokangas M. Comparison of HRV parameters derived from photoplethysmography and electrocardiography signals // *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. — 2015.
15. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // *Вестник аритмологии*. — 2001. — № 24.
16. Аль-Хулейди Н.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Распознавание аритмий с помощью искусственных ней-

ронных сетей // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2012. — № 6.

17. Немирко А.П., Манило Л.А., Калиниченко А.Н. Интеллектуальный анализ биомедицинских сигналов // Биотехносфера. — 2012. — № 2.

18. Останин С.А., Шайдук А.М. Количественная оценка сложности контура медицинских изображений // Жур-

нал радиоэлектроники. — 2013. — № 2 [Электронный ресурс]. — URL: <http://jre.cplire.ru/jre/feb13/9/text.html>

19. Общий ресурс сайта Physionet [Электронный ресурс]. — URL: <http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>