

УДК 53.088.7, 681.2.084, 612.172.4

## СТАТИСТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ПОСТРОЕНИЯ ФАЗОВОЙ ТРАЕКТОРИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Полосин В.Г., Бодин О.Н., Балахонова С.А., Рябчиков Р.В.

ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный университет», Пенза, e-mail: polosin-v@sura.ru

В данной статье рассматривается метод построения фазовой траектории электрокардиосигнала (ЭКС), основанный на анализе информационных и статистических свойств выборки данных результатов измерений ЭКС. Для этого предлагается контролировать скорость изменения сигнала в случае его зашумленности по значениям энтропийно-параметрического потенциала, рассчитанного для выборки результатов в окрестности исследуемой точки кривой в текущий момент времени. В частности на примере фазовых траекторий *T*-зубца и *QRS*-комплекса показано хорошее совпадение классического и энтропийно-параметрического методов построения фазовой траектории. Сделаны выводы об устойчивости оценки приращения скорости изменения электрокардиосигнала в *i*-й момент времени с помощью энтропийно-параметрического потенциала к влиянию внешних воздействий в сравнении с использованием классических приращений.

**Ключевые слова:** электрокардиосигнал (ЭКС), фазовая траектория, энтропийно-параметрический потенциал, скорость изменения сигнала, статистический метод

## STATISTICAL METHODS OF CONSTRUCTING FOR THE PHASE TRAJECTORIES OF CARDIOELECTRIC SIGNALS

Polosin V.G., Bodin O.N., Balakhonova S.A., Ryabchikov R.V.

FGBOU VPO «Penza State University», Penza, e-mail: polosin-v@sura.ru

The paper contains a method for constructing the phase trajectory ehlektrokardiosignala (ECS), that have basis on analyzing information and statistical properties of the sample results of measurement of cardioelectric signals. For it is proposed to control the rate of change of the signal in the case of a noisy on the values of entropy – parametric potential calculated for the sample results in the vicinity of the point of the curve at the current time. In particular, we show good agreement between the classical method and the methods of entropy-parametric for constructing the phase trajectory on the example of the phase trajectories *T* – wave and *QRS* – complex The conclusions of the stability evaluation increment rate of change ehlektrokardiosignala in the *i*-th time with the help of entropy-parametric potential to the influence of external cart-action in comparison with classic increments.

**Keywords:** ehlektrokardiosignala (ECS), the phase trajectory, entropy-parametric potential, the rate of change of the signal, statistical method

Распространённость болезней сердца и огромные социально-экономические потери общества привлекают внимание многочисленных специалистов во всём мире к решению проблемы их ранней диагностики [1]. Среди основных методов диагностики сердечно-сосудистых заболеваний следует выделить метод электрокардиографии (ЭКГ), представляющий собой метод оценки состояния миокарда (сердечной мышцы) и биоэлектрической деятельности сердца путем графической регистрации генерируемых им электрических потенциалов. Электрокардиосигнал содержит информацию как о функциональных возможностях сердца, таких как ритм сердца, частота сердечных сокращений, состояние проводящей системы сердца, кровоснабжение и особенности обменных процессов сердечной мышцы, так и об анатомических отклонениях, связанных с признаками острого или перенесенного инфаркта миокарда, острой или хронической ишемии, гипертрофии предсердий или желудочков, различных видов нарушений ритма сердца и проводимости, нарушения электролитного баланса и дру-

гих изменения. Благодаря современному развитию компьютерных технологий возможен анализ ЭКГ-сигнала на качественно новом уровне при диагностике кардиологических патологий.

Отображение ЭКГ в фазовом пространстве координат – один из современных методов анализа электрокардиографической информации. Эффективность данного метода обусловлена, прежде всего, тем, что, согласно исследованиям [4, 5, 6, 7], при различных поражениях миокарда изменяется как последовательность пути, так и скорость распространения волны деполяризации и реполяризации по миокарду. Поэтому дифференцированная ЭКГ содержит дополнительную ценную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы испытуемого.

Следует отметить, что хаотические системы легче адаптируются к изменениям условий внешней среды за счет оптимальной перестройки физиологических параметров. Благодаря своей лучшей адаптации при моделировании режимы хаотических изменений в физиологических системах

более адекватны среде их существования, чем строго периодические [8]. Нестационарность сигналов ЭКГ делает проблематичным применение широко известных методов Фурье-анализа или Вейвлет-преобразование для анализа электрокардиосигнала [6]. В этих случаях анализ сигнала возможен на основе статистики.

### Статистические методы построения фазовой траектории ЭКС

Основная идея метода анализа ЭКГ в фазовом пространстве состоит в построении фазовой траектории электрокардиосигнала в виде графической зависимости между электрокардиосигналом  $u(t)$  и ее скоростью изменения во времени, рассчитанной по его производной  $du(t)/dt$ . На рис. 1 показан характерный цикл кардиосигнала 1 и увеличенного в 10 раз отношения приращения  $\Delta u$  между двумя соседними измерениями к дискретности изменения времени  $\Delta t$  (кривая 2). Латинскими буквами обозначены элементы кардиоцикла  $P$  и  $T$ -зубцы и  $QRS$ -комплекс.

Фазовая траектория электрокардиосигнала, изображенная в виде кривой 1 на рис. 2, позволяет эффективно выделять  $QRS$ -комплекс сигнала и контролировать

его свойства [10]. При этом возможность выделения и анализа других зубцов кардиосигнала ограничена из-за наличия внешних влияющих факторов, изменение которых в пределах двух соседних измерений может значительно превосходить изменение полезной составляющей сигнала, что обусловит искажение фазовых траекторий зубцов. Предварительная фильтрация сигнала приводит к его искажению и деформации как формы зубцов, так и их фазовых портретов.

Авторами работы предлагается контролировать скорости изменения сигнала в случае высокой его зашумленности по значению статистических параметров выборки результатов в окрестности исследуемой точки кривой в текущий момент времени  $t_i$ . Для этого формируется выборка  $u_j$  из  $N$  значений в  $i$ -й момент времени на ограниченном временном интервале  $N \cdot \Delta t$  и находится их математическое ожидание. Отношение удвоенного среднего квадратического отклонения  $\sigma_i$  значений выборки от их среднего значения к временному интервалу  $\Delta t$  формирования выборки значений определяет касательную функции в  $i$ -й модуля скорости для изменения функции сигнала в точке наблюдения значений ЭКС:

$$\left| \frac{\Delta u_i}{\Delta t} \right| = \frac{\sigma_i}{0,5 \cdot \Delta \tau} = \frac{2}{\Delta \tau} \sqrt{\frac{1}{N \cdot (N-1)} \cdot \sum_{j=1}^N (u_{i-N/2+j} - u_{cp})^2}. \quad (1)$$

Отличительная особенность фазовой траектории, полученной с применением выражения (1), состоит в том, что значения приращения всегда имеют положительный знак. На рис. 1 модуль фазовой траектории, построенной на основе выражения (1), показан в виде кривой 2,

направленной в прямом и обратном направлении.

Для учёта информационного содержания выборки из  $N$  значений в окрестности текущего  $i$ -го момента времени  $t_i$  возможен расчёт энтропийного потенциала с помощью выражения вида

$$\Delta_{\Delta i} = \frac{1}{2} \Delta u_{\tau i} \cdot N \cdot \exp \left( -\frac{1}{N} \sum_{s=1}^m n_{si} \cdot \ln(n_{si}) \right), \quad (2)$$

где  $m$  – количество интервалов группирования данных ( $m = \sqrt{N}$ );  $n_{si}$  – количество результатов, попавших в  $s$ -й интервал группирования данных для  $i$ -го момента времени;  $\Delta u_{\tau i}$  – ширина интервала группирования результатов.

Учитывая, что энтропийный потенциал пропорционален для заданной выборки среднему квадратическому отклонению, эту величину также можно использовать для оценки модуля скорости изменения электрокардиосигнала в  $i$ -й момент времени:

$$\left| \frac{\Delta u_i}{\Delta t} \right| = \frac{\sigma_i}{0,5 \cdot \Delta \tau} = \frac{\Delta_{\Delta i}}{K_{\Delta} \cdot 0,5 \cdot \Delta \tau}, \quad (3)$$

где  $K_{\Delta}$  – коэффициент энтропии, равный отношению энтропийного потенциала к среднему квадратическому отклонению.

Среди недостатков использования энтропийного потенциала следует отметить его высокую зависимость от информационных свойств выборки данных, что обуславливает сильную зависимость величины от «скачкообразного» воздействия помехи. На рис. 2 и 3 приведены фазовые траектории электрокардиосигнала со «скачкообразным» воздействием помехи.

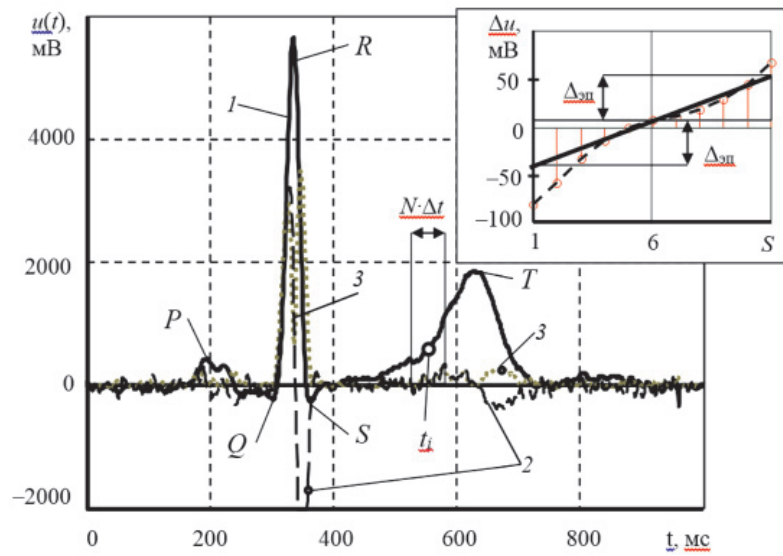


Рис. 1. Кинетические зависимости:  
 1 – электрокардиоцикла  $u(t)$ ; 2 – увеличенное в 10 раз отношение приращения сигнала  $\Delta$  и двух соседних значений к дискретности времени  $\Delta t$ ; 3 – увеличенного в 3 раза энтропийно-параметрического потенциала  $\Delta_{эн}$

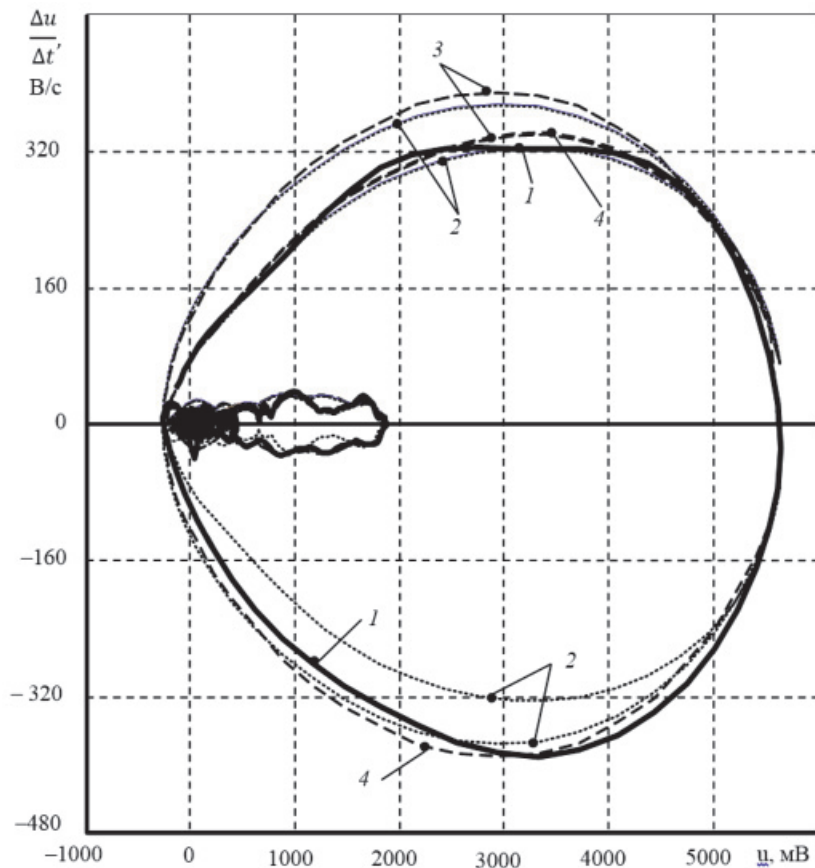


Рис. 2. Фазовые траектории QRS-комплекса:  
 1 – в пространстве электрокардиосигнала  $u(t)$  и его производной  $du/dt$ ; 2 – в пространстве электрокардиосигнала  $u(t)$  и его среднеквадратического отклонения  $s(t)/\Delta t$ ; 3 – в пространстве электрокардиосигнала и его энтропийного потенциала  $\Delta_{эн}/\Delta t$ ; 4 – в пространстве электрокардиосигнала  $u(t)$  и его энтропийно-параметрического потенциала  $\Delta_{эн}/\Delta t$

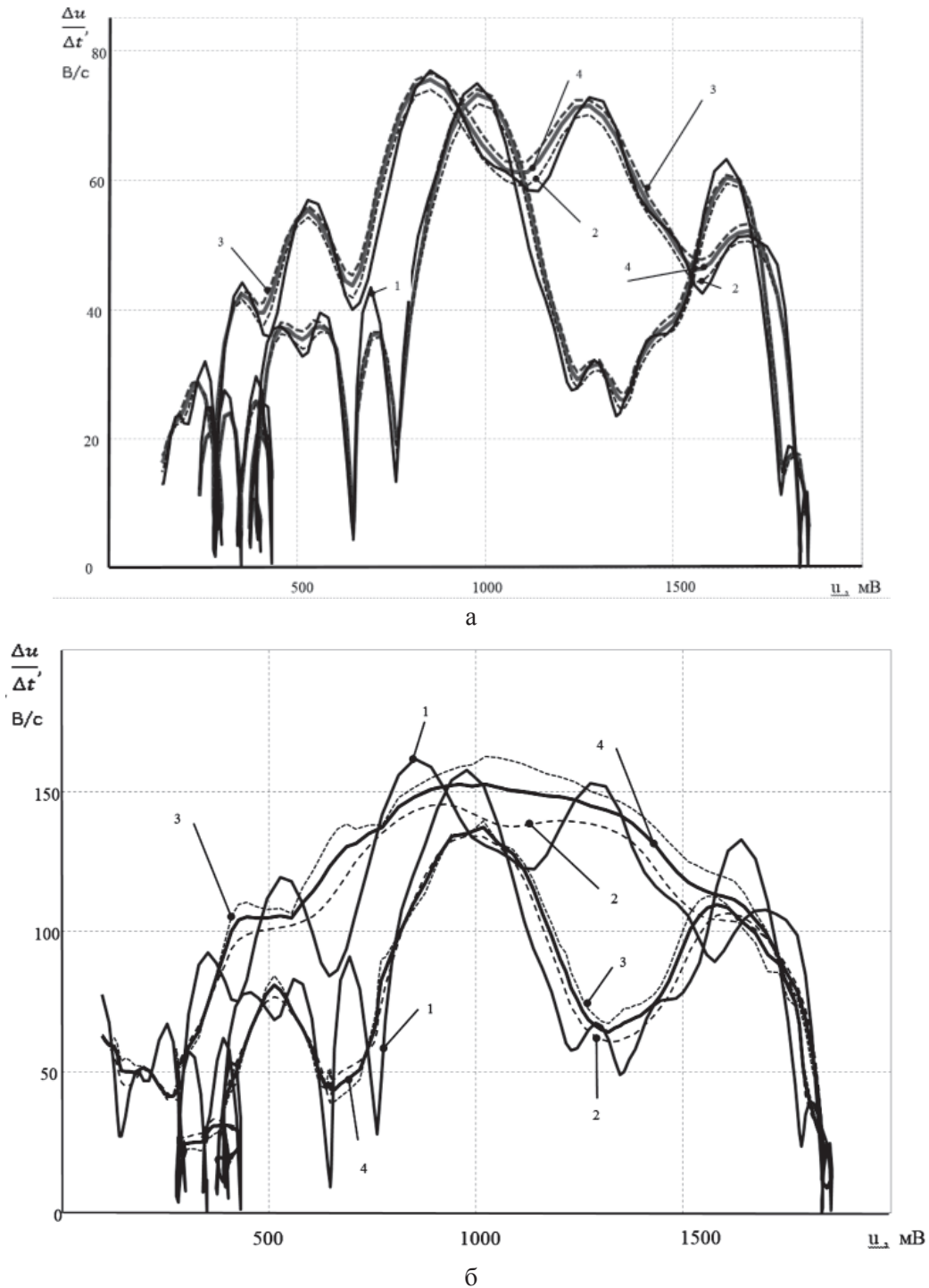


Рис. 3. а – фазовые траектории T-зубца при количестве значений выборки  $N$ , равном 7 (номера кривых соответствуют рис. 2);  
 б – фазовые траектории T-зубца при  $N$ , равном 13 (номера кривых соответствуют рис. 2)

Учесть информационные свойства выборки результатов в  $i$ -й момент времени  $t_i$  при условии сохранения гладкости функции и снижении влияния «скачкообразной помехи» позволяет использование энтропийно-параметрического потенциала вида

$$\Delta_{эп i} = 0,5\sqrt{k \cdot (\sigma_i)^2 + (\Delta_{э i})^2}, \quad (4)$$

где  $k$  – коэффициент сглаживания, позволяющий обеспечить сохранность состояния системы при «скачкообразных воздействиях»

ях», соответствующих низкой энтропии информации в выборке. Значения коэффициента  $k$  выбираются в интервале от 1 до 3.

Тогда для оценки модуля скорости изменения электрокардиосигнала в  $i$ -й момент времени, построенной на основе энтропийно-параметрического потенциала, справедливо выражение

$$\left| \frac{\Delta u_i}{\Delta t} \right| = \frac{\Delta_{\text{эп } i}}{0,5 \cdot \Delta \tau}. \quad (5)$$

Модуль фазовых траекторий, построенных с учётом выражения (5) для энтропийно-

$$G_i = [\Delta u_{i-1} > 0][\Delta u_i > 0][\Delta u_{i+1} > 0] - [\Delta u_{i-1} < 0][\Delta u_i < 0][\Delta u_{i+1} < 0].$$

Фазовая траектория, построенная с учётом изменения знака, показана на рис. 2 в виде кривой 4. На основе рис. 2 можно видеть хорошее совпадение фазовых траекторий, построенных на основе дискретных приращений 1 и на основе энтропийно-параметрического потенциала 4.

Достоинства статистических методов контроля электрокардиосигнала проявляются при анализе  $T$ -зубца, для которого классическая фазовая траектория, построенная в пространстве электрокардиосигнала и его первой производной, дана на рис. 3. Из рассмотрения фазовых траекторий электрокардиосигнала  $T$ -зубцу следует отметить следующее: амплитуда колебаний фазовых траекторий, построенных с применением предлагаемых параметров (кривые 2, 3, 4), значительно меньше построенной на основе дискретных приращений 1. Таким образом, фазовые траектории, построенные с помощью статистических методов, обладают свойством стабильности, что проявляется в уменьшении влияния высокочастотного воздействия помехи. Свойство стабильности проявляется в приближении статистической кривой к аттрактору кардиосигнала и сохранении формы фазовой траектории, которое усиливается при увеличении количества значений в выборке  $N$  группирования данных. На рис. 3, б, дан пример повышения стабильности фазовой траектории при увеличении  $N$ , где кривая 4 является фазовой траекторией, построенной с применением энтропийно-параметрического потенциала. Данная кривая сохраняет особенности контроля скорости изменения ЭКС, характерные как для среднеквадратического отклонения, так и энтропийного потенциала, что следует непосредственно из выраже-

но-параметрического потенциала, показан на рис. 2 в виде пунктирной линии 3.

Для построения фазовой траектории, приближенной к классической форме, необходимо учесть направление изменения величины, что достигается с помощью умножения модуля величины на функцию знака:

$$\frac{\Delta u_i}{\Delta t} = \frac{\Delta_{\text{эп } i}}{0,5 \cdot \Delta \tau} \text{sign}(\Delta u_i). \quad (6)$$

Обозначим  $G_i$  знак приращения значений электрокардиосигнала в два соседних момента времени,  $G_i = \text{sign}(\Delta u_i)$ , записав на основе булевых соотношений вида

ния (4), где в энтропийно-параметрический потенциал заложено отражение обоих параметров.

Таким образом, оценка приращения скорости изменения электрокардиосигнала в  $i$ -й момент времени с помощью энтропийно-параметрического потенциала, рассчитанная по выборке значений, более устойчива к влиянию внешних воздействий в сравнении с использованием классических приращений  $\Delta u$  и позволяет более надёжно выделить  $QRS$ -комплекс и  $T$ -зубец электрокардиосигнала.

#### Список литературы

1. Руководство по кардиографии / НА. Манак, В.М. Альхимович, В.Н. Гайдук и др.; Сост. и ред. Н.А. Маиак. – Минск: Беларусь, 2003. – 624 с.
2. Шкарин В.В. Прогресс и проблемы современного этапа компьютерного анализа электрокардиограмм // Кардиология. Режим доступа: <http://www.diamant.spb.ru> 16.12.2012.
3. Вишневский В.В., Рагульская М.В., Файнзильберг Л.С. Влияние солнечной активности на морфологические параметры ЭКГ сердца здорового человека // Журнал радиоэлектроники. – 2002. – № 12.
4. Карамов К.С., Базиян Ж.А., Алехин К.П.. К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // Кардиология. – 1978. – № 10. – С. 109–112.
5. Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С. Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца ЭКГ // Кардиология. – 1986. – № 6. – С. 60–62.
6. Волкова Э.Г., Калаев О. Ф., Ковынев А. Р. Диагностические возможности первой производной ЭКГ в оценке состояния коронарной артерии у больных ишемической болезнью сердца // Терапевтический архив. – 1990. – № 3. – С. 35–38.
7. Фрумин П.П., Штарк М.Б. О фазовом портрете электрокардиограммы // Автометрия. – 1993 г. – № 2. – С. 51–54.
8. Гольдбергер Э.П., Ригни Д.Р., Уэст Б.Д. Хаос и фракталы в физиологии человека // В мире науки. – 1990. – № 4. – С. 25–32.
9. Тычков А.Ю., Чураков П.П., Кривоногов Л.Ю. Автоматизированная система обработки и анализа электро-



кардиосигналов в условиях интенсивных помех различного вида // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2011. – № 1 (17) – С. 117–125.

10. Пат. 2410023 РФ, Способ выделения QRS-комплекса электрокардиосигнала. / Л.Ю. Кривоногов, Ф.К. Рахматулов, Д.С. Логинов, О.А. Зайцева. Заявл. 29.04.2009, Оpubl. 27.01.2011, Бюл. № 3.

11. Полосин В.Г., Тертычная С.В. Анализ результатов измерения объёмной активности радона с помощью распределения Вейбулла – Гнеденко // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Физико-математические науки. – 2009. – № 1. – С. 127–133.

12. Полосин В.Г., Першенков П.П. Информационный способ установления справедливости гипотез несимметричных распределений // Датчики и системы: методы, средства и технологии получения и обработки измерительной информации: международная научно-техническая конференция. – Пенза, 2012.

### References

1. Rukovodstvo po kardiografii / N.A. Manak, V.M. Al'ximovich, V.N. Gajduk i dr.; sost. i red. N.A. Manak. mi.: Belarus', 2003. 624 p.

2. Shkarin V.V. Progress i problemy' sovremennoego e'tapa komp'yuternogo analiza e'lektrokardiogramm // Kardiologiya. rezhim dostupa: [http://www.diamant.spb.ru 16.12.2012].

3. Vishnevskij V.V., Ragul'skaya M.V., Fajnzil'berg L.S. Vliyanie solnechnoj aktivno-sti na morfologicheskie parametry' e'kg serdca zdorovogo cheloveka / Zhurnal radioelektroniki., no. 12, 2002.

4. Karamov K.S., Baziyan Z.A., Alexin K.P. K diagnostike svezhix ochagovy'x porazhe-nij miokarda // Kardiologiya. 1978. no. 10. pp. 109–112.

5. Xalfen E.S, Sulkovskaya L.S. Klinicheskoe znachenie issledovaniya skorostny'x po-kazatelej zubca e'kg // Kardiologiya. 1986. no. 6. pp. 60–62.

6. Yolkova E.G., Kalaev O.F., Kovy'nev A.R. Diagnosticheskie vozmozhnosti pervoj proizvodnoj e'kg v

ocenke sostoyaniya koronarnoj arterii u bol'ny'x ishemiceskoy bolezny'yu serdca // Terapevticheskij arxiv. 1990. no. 3. pp. 35–38.

7. Frumin P.P., Shtark M.B. O fazovom portrete e'lektrokardiogrammy' // Avtometriya. 1993. no. 2. pp. 51–54.

8. Goldberger E.P., Rignni D.R., Ue'st B.D. Xaos i fraktaly' v fiziologii cheloveka // V mire nauki. 1990. no. 4. pp. 25–32.

9. Ty'chkov A.Y. Avtomatizirovannaya sistema obrabotki i analiza e'lektrokardiosig-nalov v usloviyax intensivny'x pomex razlichnogo vida / Ty'chkov A.Yu., Churakov P.P., Krivonogov L.Yu. // Izvestiya vy'sshix uchebny'x zavedenij. povolzhsnij region. tex-nicheskie nauki. 2011. no. 1 (17) pp. 117–125.

10. Pat. 2410023 rf, Sposob vy'deleniya QRS-kompleksa e'lektrokardiosignala. / L.Y. Krivonogov, F.K. Raxmatullof, D.S. Loginov, O.A. Zajceva. zayavl. 29.04.2009, opubl. 27.01.2011, byul. no. 3.

11. Polosin V.G., Terty'chnaya S.V. Analiz rezul'tatov izmereniya obyomnoj aktivnosti radona s pomoshh'yu raspredeleniya vejbulli gnedenko / Izvestiya vy'sshix uchebny'x zavedenij. povolzhsnij region. fiziko matematicheskie nauki. no. 1, 2009. pp. 127–133.

12. Polosin V.G., Pershenkov P.P. Informacionny'j sposob ustanovleniya spravedli-vosti gipotez nesimmetrichny'x raspredelenij // Mezhdunarodnaya nauchno-texnicheskaya konferenciya «datchiki i sistemy': metody', sredstva i texnologii polucheniya i obrabotki izmeritel'noj informacii», Penza, 2012 g.

### Рецензенты:

Трофимов А.А., д.т.н., доцент, зам. начальника учебно-научного центра ОАО «НИИФИ», г. Пенза;

Чувькин Б.В., д.т.н., профессор кафедры ИВС, ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный университет», г. Пенза.

Работа поступила в редакцию 23.09.2014.