

Физика волновых процессов и радиотехнические системы

УДК 615.471
DOI 10.18469/1810-3189.2019.22.4.185-191

Дата поступления: 08.11.2019
Дата принятия: 04.12.2019

Система контроля состояния «бодрость – сон – напряженность» водителей транспортных средств на основе анализа электрокардиосигнала

Т.Ф. Щербакова, Э.Р. Галимзянов, Ю.И. Култынов, А.С. Щербаков

Казанский национальный исследовательский технический университет имени А.Н. Туполева - КАИ
420111, Российская Федерация, г. Казань
ул. К. Маркса, 10

В данной работе приведены исследования показателей variability ритма сердца на основе анализа фазово-частотного анализа электрокардиосигнала. В рамках задачи диагностики состояния дремоты и стресса водителей транспортных средств описан метод определения уровня бодрствования. Исследованы электрокардиосигналы с отклонениями частоты сердечных сокращений от нормы. Приведены примеры анализируемых сигналов, их параметры, а также результаты анализа. На основе полученных данных планируется выстраивание многопороговой системы анализа.

Ключевые слова: фазово-частотный спектр, амплитудно-частотный спектр, быстрое преобразование Фурье, электрокардиограмма, аритмия, кардиоинтервалограмма, порог принятия решения, вероятность принятия ошибочного решения, отношение НЧ/ВЧ, variability сердечного ритма.

В данной работе приводятся исследования показателей variability ритма сердца для различных уровней бодрствования, а также исследуются электрокардиосигналы (ЭКС) с отклонениями частоты сердечных сокращений (ЧСС) от нормы. Данные показатели, получаемые при анализе ЭКС, предлагается использовать для диагностики состояния дремоты и стресса водителей транспортных средств.

Существуют несколько видов методик для контроля бодрствования водителей. Одна из них – физиологическая. Физиологические методики основываются на анализе электрофизиологических показателей водителя. Наиболее точным и надежным методом является анализ электроэнцефалографических сигналов. Однако при этом методе возникают сложности со съемом информации с коры головного мозга. Поэтому предпочтительней является анализ электрокардиографических сигналов (ЭКС) [2]. Рассмотрим анализ ЭКС в задачах мониторинга состояния водителя в системах контроля бодрость-сон-напряженность. При засыпании пульс человека начинает снижаться, начинают проявляться признаки синусовой брадикардии (ЧСС < 60 уд/мин), а при стрессовом состоянии симпатическая нервная система человека активизируется, сердце работает интенсивнее – наблюдаются признаки синусовой тахикардии (ЧСС > 90 уд/мин) [4]. Однако приведенные гра-

нические значения ЧСС могут быть отличны для водителей транспортных средств, допускаемых к вождению согласно медицинским требованиям, поэтому необходимо осуществить анализ ЭКС с целью получения дополнительных параметров принятия решений.

Рассмотрим различные виды аритмий на основе спектрального и статистического методов анализа. Временные методы анализа ЭКС в условиях воздействия на сигнал помех, являются недостаточно точными, поскольку необходима определения характерных точек сигнала, например, таких как начало и конец QRS-комплекса. Но при анализе с помощью спектральных методов, сигнал обрабатывается интегрально, что существенно увеличивает точность, поскольку нет необходимости находить элементы кардиосигнала. Именно поэтому было принято решения перейти к использованию спектральных методов анализа. Мы ставим задачу обнаружения с помощью спектрального метода анализа ЭКС таких аритмий как брадикардия, брадикардия с ЧСС 45 уд. мин и тахикардия (ЧСС > 90 уд. мин) и выявления их отличия от нормального ЭКС. Для определения уровня бодрствования будем использовать показатели variability ритма сердца (ВСР). ВСР – это изменчивость различных параметров сердца в ответ на воздействие каких-либо внешних или внутренних факторов, которая может проявлять-



Рис. 1. Огибающая КИГ сигнала с выявленной брадикардией (ЧСС 50 уд. мин)

ся в изменении длительности кардиоинтервалов от цикла к циклу [1]. ВСП дает возможность оценить степень напряженности или тонуса симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы. Исходным материалом для анализа ВСП будет являться непродолжительные одноканальные записи ЭКС. Данные о ВСП будем получать при анализе кардиоинтерваллограмм (КИГ). Для построения КИГ по ЭКС измеряют RR-интервалы, которые отражают частоту сердечных сокращений. RR-интервал – это время в секундах между двумя соседними R пиками ЭКС, которое соответствует одному биению сердца (кардиоциклу). Далее строится зависимость длительности RR-интервалов от момента времени их появления на ЭКС. Следующий этап анализа заключается в построении огибающей КИГ и вычисление ее амплитудно-частотного спектра.

Для разработки алгоритма различения ЭКГ-сигналов на основе спектральных параметров QRS-комплекса нужно определиться с информативными параметрами и точно определить пороги принятия решения. Алгоритм различения сигналов подразумевает следующий порядок действий:

1. Построение огибающей КИГ ЭКГ сигналов различных типов.

2. Вычисление амплитудно-частотного спектра и фазо-частотного спектров.

3. Нахождение отношений высокочастотной части спектра к низкочастотной.

4. Нахождение математических ожиданий и дисперсий отношений энергий НЧ части спектра к ВЧ для всех сигналов в рамках одной аритмии/нормы.

5. Построение гистограмм распределений для непосредственного определения порога принятия решения.

6. Реализация автоматического определения наиболее точного порога принятия решения с помощью аппаратных средств Matlab.

Для анализа будут использованы реализации сигналов ЭКГ, взятые из базы данных ресурса PhysioNet [3].

На рис. 1. изображена огибающая КИГ от сигнала с выявленной тахикардией и его амплитудно-частотный спектр на рис. 2.

Далее представлена огибающая КИГ от сигнала с выявленной тахикардией (рис. 3) и его амплитудно-частотный спектр (рис. 4).

Для автоматизированной фиксации различий в спектрах ЭКС в норме и с аритмией мы предлагаем ввести коэффициент, представляющий собой отношение суммарных амплитуд низкочастотной (НЧ) части спектра к его высокочастотной (ВЧ) части:

$$K = \frac{\sum_{i=0}^{f_{гр}} U_i}{\sum_{i=f_{гр}+1}^{500} U_i}. \quad (1)$$

Для каждого значения $f_{гр}$ – граничной частоты между НЧ и ВЧ частями спектра с шагом 1 Гц вычисляем коэффициенты K для всех исследуемых ЭКС. Для численного определения этих различий построены в среде Matlab гистограммы распределений K для двух классов при каждой $f_{гр}$ и аппроксимированы гауссовскими плотностями распределения вероятностей на основе критерия χ^2 Пирсона. Для построения гистограмм распределений необходимо знать математическое ожидание и дисперсию значений отношения энергии высокочастотной части спектра к низкочастотной для «нормальных» и «паталогических» QRS-комплексов. Выполним данные расчеты с помощью аппаратных средств Matlab. Для распределений необходимо будет определить пороговое значение коэффициента K по критерию максимального правдоподобия. Оно будет соответствовать точке пересечения кривых. Далее сле-

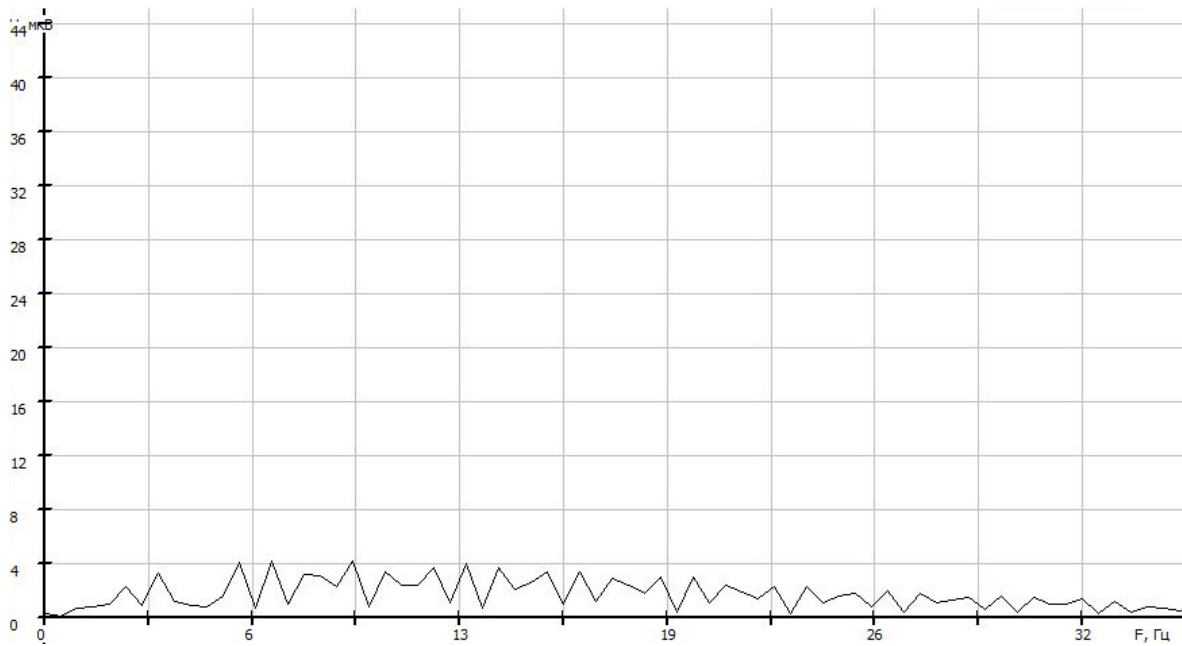


Рис. 2. Амплитудно-частотный спектр ЭКС с выявленной брадикардией (ЧСС 50 уд. мин)



Рис. 3. Огибающая КИГ от ЭКС с тахикардией (ЧСС > 90 уд. мин)

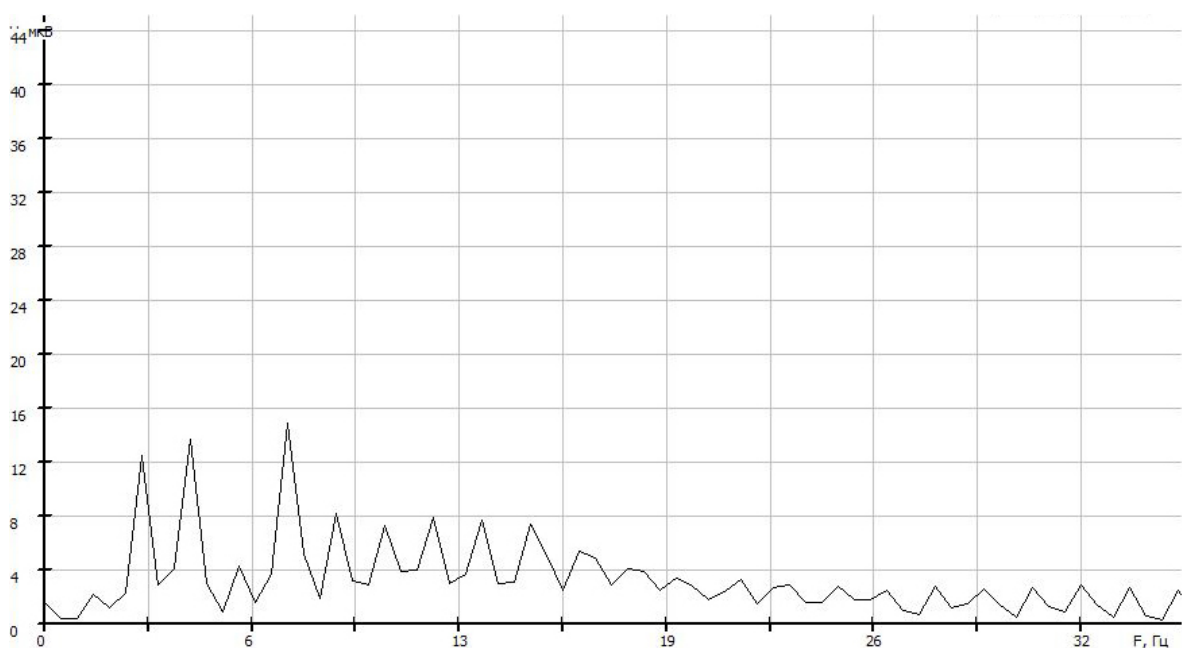


Рис. 4. Амплитудно-частотный спектр ЭКС с выявленной тахикардией (ЧСС > 90 уд. мин)

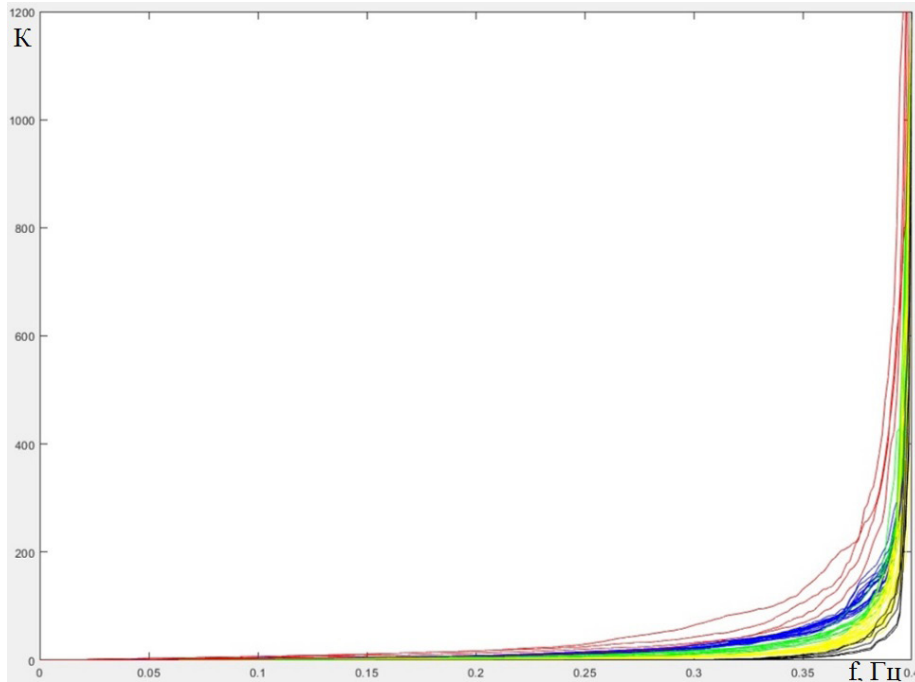


Рис. 5. Изменения коэффициента K от $f_{\Gamma\Pi}$. Сверху-вниз: тахикардия, норма, брадикардия, брадикардия с ЧСС 45 уд. мин

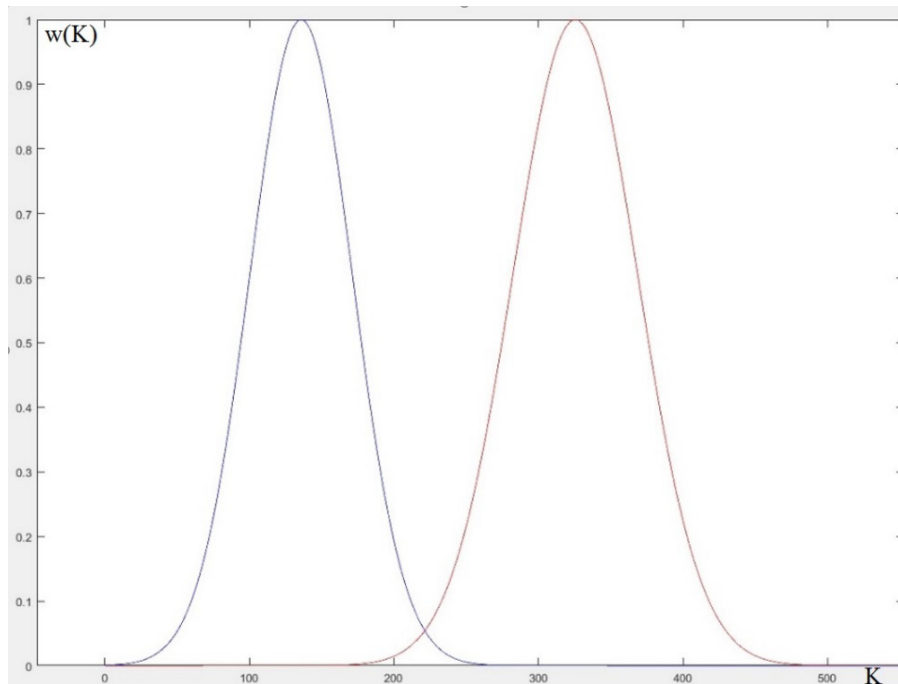


Рис. 6. Аппроксимация гистограмм распределений коэффициента K (норма (слева) и тахикардия (справа)) при анализе амплитудных спектров

дует вычислить суммарную вероятность принятия ошибочного решения. Она зависит от площади пересечения кривых и определяется по формуле:

$$p_{\Sigma} = p(S_0) \int_{K_{\text{пор}}}^{K_{\text{пор}}+3\sigma_0} w(K | S_0) dw + p(S_1) \int_{K_{\text{пор}}-3\sigma_1}^{K_{\text{пор}}} w(K | S_1) dw.$$

(2)

Здесь S_0 и S_1 – классы ЭКС в норме и ЭКС с аритмией; $p(S_0)$ и $p(S_1)$ – доли количества случаев нормы и аритмий соответственно в общем количестве исследованных случаев.

В ходе исследовательской работы были получены результаты, отображенные на рис. 5.

Получены распределения плотностей вероятностей для определения порога между нормальным ЭКС и ЭКС с аритмиями. На рис. 6. представлены

Таблица 1

Результаты исследований аритмий различного типа

Аритмия	P_{Σ}	K	$f_{гр}$, Гц
Тахикардия (ЧСС > 90 уд. мин)	0,051896	221	0,077
Брадикардия (ЧСС 50 уд. мин)	0,034086	17	0,103
Брадикардия (ЧСС 45 уд. мин)	0,027734	1,47	0,071

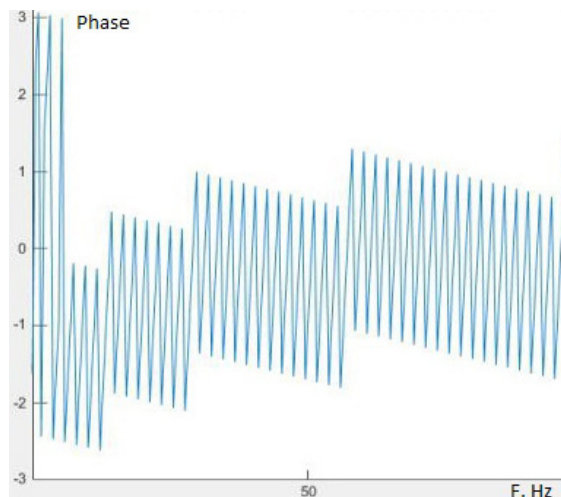
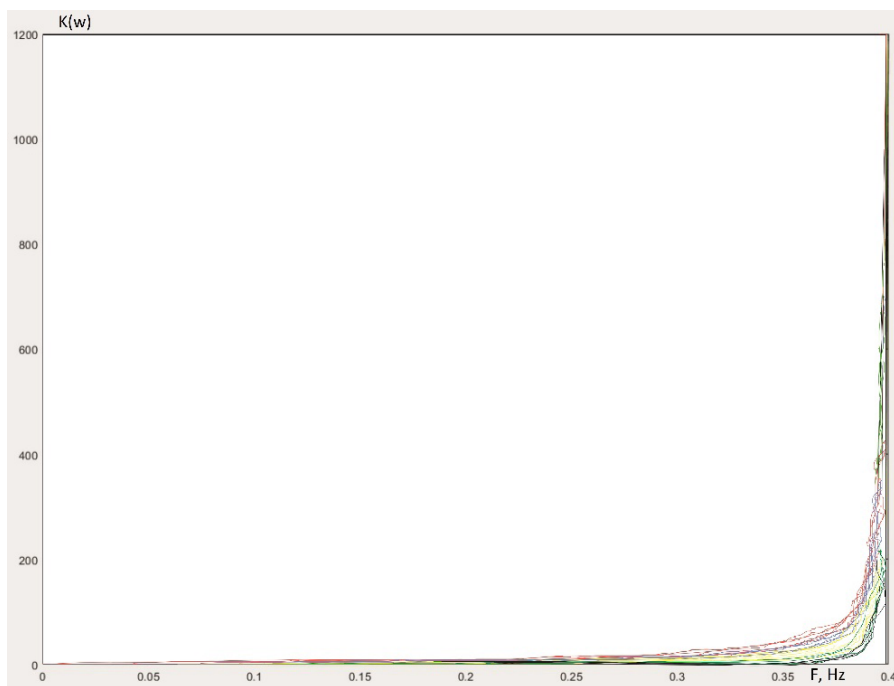


Рис. 7. Фазо-частотный спектр ЭКС с выявленной тахикардией

Рис. 8. Изменения коэффициента K от $f_{гр}$ при анализе фазовых спектров

аппроксимированные гистограммы распределений для тахикардии и сигнала с нормальным ЭКС.

При этом для каждой аритмии было найдено пороговый коэффициент K , суммарная вероятность ошибки, и граничная частота. Результаты представлены в табл. 1, где P_{Σ} – суммарная вероятность ошибки; $f_{гр}$ – граничная частота, на которой определяется порог принятия решения;

K – отношение низкочастотной части спектра к высокочастотной.

Кроме того, в рамках этой работы был проанализирован фазо-частотный спектр для данных аритмий, показанный на рис. 7. Затем фазовый спектр исследовался по аналогичному алгоритму, как и амплитудно-частотный.

Изменение коэффициента K для аритмий представлено на рис. 8.

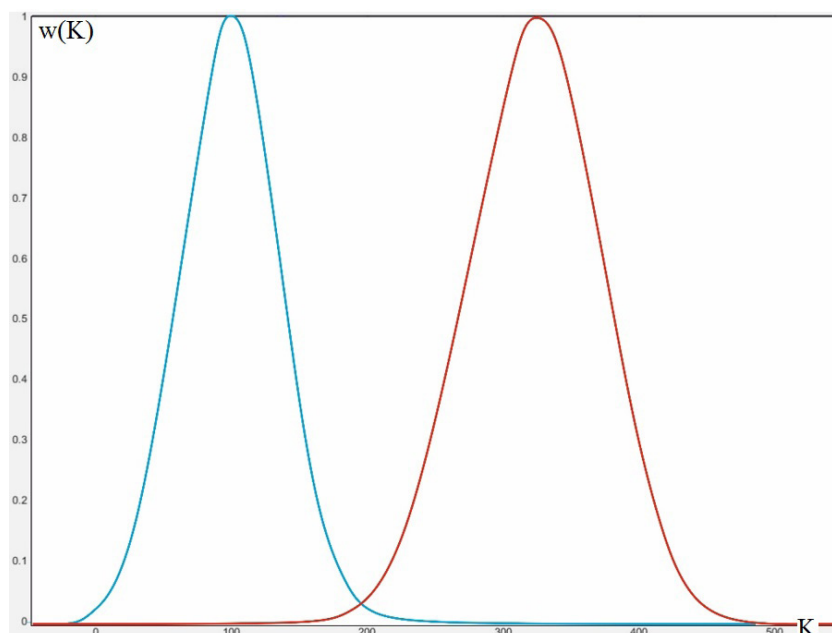


Рис.9. Аппроксимация гистограмм распределений коэффициента K . Нормальный (слева) и тахикардия (справа) при анализе фазовых спектров

Таблица 2

Результаты исследований аритмий различного типа при анализе фазового спектра

Аритмия	P_{Σ}	K	$f_{гр}$, Гц
Тахикардия (ЧСС > 90 уд. мин)	0,023496	194	0,053
Брадикардия (ЧСС 50 уд. мин)	0,024086	13	0,0978
Брадикардия (ЧСС 45 уд. мин)	0,017734	1,32	0,051

Сверху-вниз: тахикардия, норма, брадикардия, брадикардия с ЧСС 45 уд. мин. На рис. 9. представлены аппроксимированные гистограммы распределений для тахикардии и сигнала с нормальным ЭКС.

Далее в табл. 2. приведены результаты анализа данных аритмий, где P_{Σ} – суммарная вероятность ошибки; $f_{гр}$ – граничная частота, на которой опре-

деляется порог принятия решения; K – отношение низкочастотной части спектра к высокочастотной.

Сравнивая результаты анализа фазового и амплитудных спектров, можно сделать вывод, что фазовый анализ рассмотренных аритмий сердца показывает лучшие результаты. В дальнейшем планируется увеличивать количество и качество сигналов для определения того, какой метод и для каких аритмий наиболее предпочтителен.

Список литературы

1. Heart Rate Variability / ed. by M. Malik, A.J. Camm. Hoboken: Wiley-Blackwell, 1995. 543 p.
2. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: уч. пособ. для вузов / под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993. 248 с.
3. PhysioNet / St.-Petersburg Institute of Cardiologigal Technics 12-lead Ahythmia Database. URL: <https://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.
4. Кушаковский М.С., Гришкин Ю.Н. Аритмии сердца. СПб.: Фолиант, 2017. 720 с.

References

1. Heart Rate Variability. Ed. by M. Malik, A.J. Camm. Hoboken: Wiley-Blackwell, 1995, 543 p.
2. Pulse. Equipment Of Continuous Ecg Monitoring: Account. Collec. For Schools. Ed. by A.L. Baranovskogo, A.P. Nemirko. Moscow: Radio i svjaz', 1993, 248 p. [In Russian].
3. PhysioNet / St.-Petersburg Institute of Cardiologigal Technics 12-lead Ahythmia Database. URL: <https://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.
4. Kushakovskij M.S., Grishkin Ju.N. Cardiac Arrhythmia. Saint-Petersburg: Foliand, 2017, 720 p. [In Russian].

System of control of the status «performance – sleep – tension» of drivers of vehicles based on the electric signal analysis

T.F. Shcherbakova, E.R. Galimzyanov, U.I. Kultynov, A.S. Shcherbakov

Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev - KAI
10, K. Marx Street
Kazan, 420111, Russian Federation

This paper presents a study of heart rate variability indicators based on a phase-frequency analysis of an electrocardiogram. As part of the task of diagnosing the state of drowsiness and stress of vehicle drivers, a method for determining the level of wakefulness is described. We studied electrocardiograms with deviations of the heart rate from the normal signals. Examples of the analyzed signals, their parameters, as well as analysis results are given. Based on the obtained data, it is planned to build a multi-threshold analysis system.

Keywords: phase-frequency spectrum, amplitude-frequency spectrum, fast Fourier transform, electrocardiogram, arrhythmia, cardiointervalogram, decision threshold, error decision probability, LF / HF ratio, heart rate variability.

Щербакова Татьяна Филипповна, кандидат технических наук, доцент кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ.

Область научных интересов: компьютерная обработка и анализ электрокардиосигналов.

E-mail: rts@kai.ru

Галимзянов Эмиль Рустэмович, старший преподаватель кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ.

Область научных интересов: компьютерная обработка и анализ электрокардиосигналов.

E-mail: emil_kai@bk.ru

Щербаков Алексей Сергеевич, студент направления подготовки 11.04.02 (магистратура) кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ.

Область научных интересов: компьютерная обработка и анализ электрокардиосигналов.

E-mail: shcherbakovas@stud.kai.ru

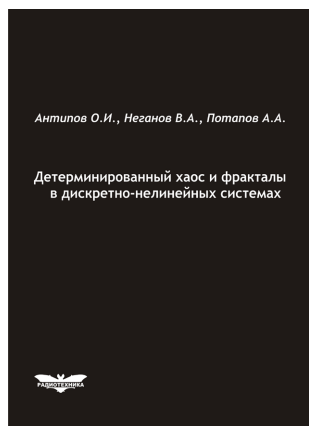
Култынов Юрий Иванович, старший преподаватель кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева - КАИ.

Область научных интересов: компьютерная обработка и анализ электрокардиосигналов.

E-mail: uraqul@yandex.ru

Антипов, О.И.

Детерминированный хаос и фракталы в дискретно-нелинейных системах / О.И. Антипов, В.А. Неганов, А.А. Потапов. – М.: Радиотехника, 2009. – 235 с., ил.



ISBN 978-5-88070-237-4

УДК 530.1:621.372+621.396

ББК 32.96

В монографии рассмотрены явления детерминированного хаоса и фрактальности в дискретно-нелинейных системах на примере устройств импульсной силовой электроники, приведены некоторые основные определения современной нелинейной динамики и некоторые математические методы целочисленных и дробных мер.

Представленные явления стохастической работы могут наблюдаться в широком классе систем с переменной структурой, действие которых может быть описано системами дифференциальных уравнений с переменными коэффициентами, скачкообразно меняющими свои значения с течением времени в зависимости от состояния системы. Объектами исследования явились импульсные стабилизаторы напряжения различных типов и структур. Научной новизной является применение как фрактальных, так и мультифрактальных мер детерминированного хаоса к анализу стохастической работы импульсных стабилизаторов.

Для специалистов, интересующихся проблемами детерминированного хаоса, численным моделированием дискретно-нелинейных систем.