

## Система анализа электрокардиосигнала для определения состояния водителей на критерий «бодрость–сон–утомление»

Т.Ф. Щербакова, С.С. Седов, М.А. Юнусов

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

В статье рассматривается вопрос разработки и реализации портативного анализатора аритмий, методика анализа электрокардиографического сигнала на предмет наличия аритмий. Разработана и представлена блок-схема алгоритма, реализующая данную методику анализа аритмий. Предложены фильтры для снижения уровня шумов в сигнале. Для фильтров выбраны и приведены типы и характеристики.

*Ключевые слова:* электрокардиосигнал, аритмия, частота сердечных сокращений, RR-интервал.

В настоящее время в связи с увеличением плотности как городского, так и загородного трафика транспортных средств все большую актуальность приобретает задача контроля состояния водителя, в частности отслеживание момента времени его засыпания или утомления.

Одним из методов решения этой задачи является использование электрокардиосигнала (ЭКС) для оценки состояния наблюдаемого в текущий момент времени. Известно, что при засыпании человека частота сердечных сокращений (ЧСС) уменьшается, увеличивается RR-интервал. С точки зрения медицинской терминологии это состояние брадикардии. Увеличение ЧСС – тахикардия – наблюдается при утомляемости.

В данной работе в качестве пороговых значений для принятия решения о засыпании или усталости водителя берутся значения в 60 и 100 ударов сердца в минуту соответственно. Нахождение ЧСС пациента в данный момент времени в этом диапазоне считается нормальным и соответствует состоянию бодрости, уход из заданного диапазона свидетельствует о засыпании или утомлении в зависимости от того, в какую сторону изменилось значение ЧСС – уменьшилось (< 60) или возросло (> 100) соответственно.

Нами было проведено экспериментальное исследование разрабатываемого устройства контроля состояния «бодрость–сон–утомление» с использованием одноразовых контактных электродов. Однако, несмотря на точность получаемых результатов при применении данной техноло-

гии съема сигналов, использование ее вне медицинского учреждения затруднительно и не подходит для длительного ношения цифрового анализатора. Технология контактных датчиков также при длительном использовании доставляет пациентам значительные неудобства. В практической реализации планируется применять для регистрации ЭКС емкостные бесконтактные датчики EPIC, разработанные фирмой Plessey-Semiconductors. Эти датчики достаточно просто разместить вблизи груди пациента, чтобы получить качественную электрокардиограмму. Устройство должно будет располагаться в кармане водителя в области грудной клетки.

Предполагается, что система будет состоять из двух блоков: устройства съема и устройства обработки. Для организации передачи данных в разрабатываемом портативном анализаторе аритмий был выбран метод передачи по радиоканалу. Кабели, соединяющие блок съема и блок первичного анализа, хотя и обеспечивают большую надежность, помехоустойчивость и скорость передачи данных, однако не подходят для применения в условиях кабины автомобиля.

Для передачи информации в пределах транспортного средства по радиоканалу предполагается выбор стандарта беспроводной связи Bluetooth.

В разрабатываемом устройстве полоса частот полезного сигнала составляет диапазон 1–70 Гц. Для подавления сетевой наводки используется цифровой режекторный фильтр на 50 Гц.

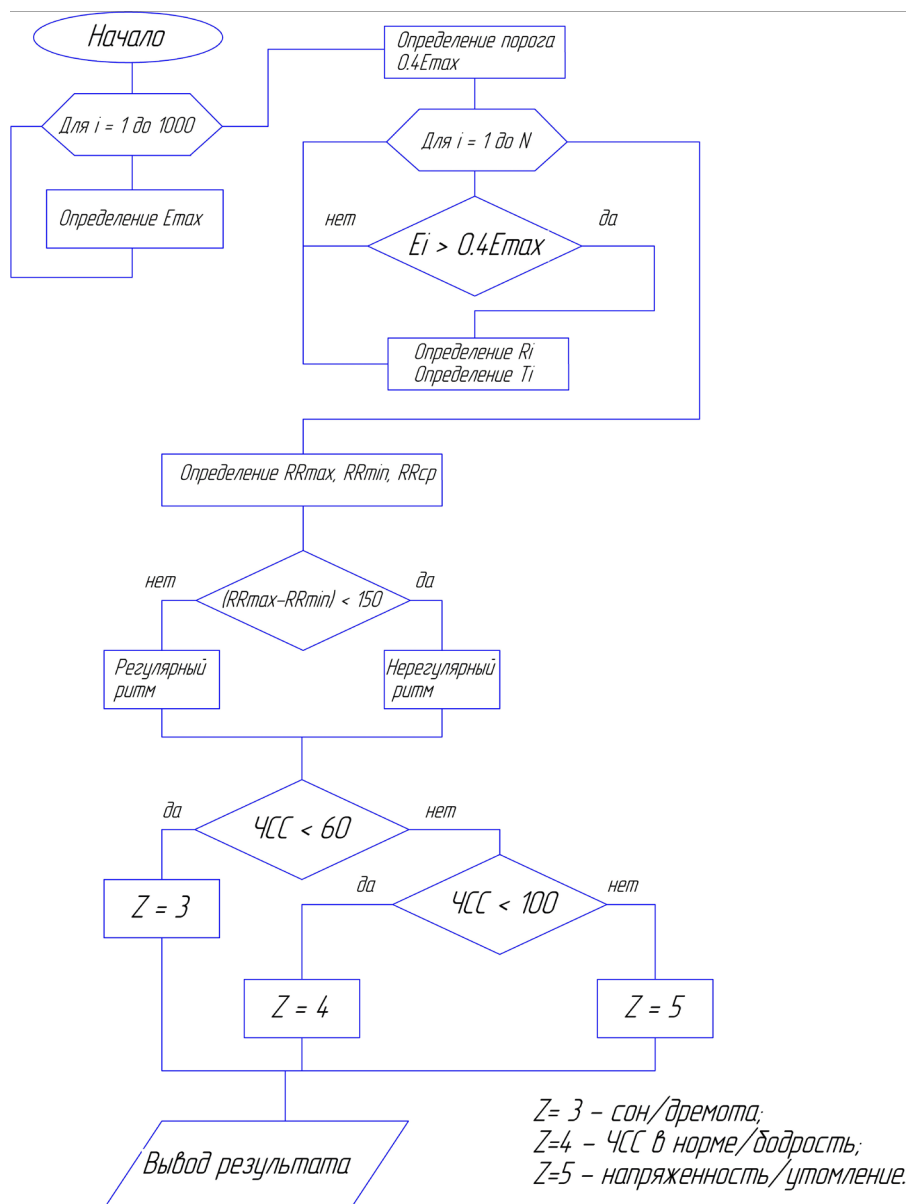


Рис. Блок-схема алгоритма

Помимо сетевой наводки полезный сигнал подвергается воздействию других нежелательных помех, как высокочастотных, так и низкочастотных. При снятии электрокардиосигнала наибольшее негативное воздействие оказывают миографические шумы. Их воздействие создает определенные трудности в процессе обработки и анализа показаний пациента. Для выделения качественного сигнала были разработаны следующие фильтры:

1. Фильтр низких частот с частотой среза 70 Гц. Данный фильтр предназначен для сглаживания внешних высокочастотных помех и выделения полезного сигнала заданной полосы пропускания, равной 70 Гц. Параметры фильтра: ФНЧ; частота дискретизации  $F_s = 1000$  Гц, частота среза  $F_c = 70$  Гц. Синтезируется цифро-

вой КИХ-фильтр, фильтрация по методу окна Барлетта, порядок фильтра 9.

2. Фильтр высоких частот с частотой среза 1 Гц. Данный фильтр подавляет нежелательные низкочастотные составляющие. Основная задача фильтра высоких частот – это коррекция дрейфа изолинии.

Для проектирования требуемых фильтров и моделирования их работы была выбрана среда MathLab. В MathLab имеется два специализированных пакета программ для синтеза цифровых фильтров и моделирования их работы, пакет Fdatool (Filter design & analysis tool) и пакет Sptool (Signal processing tool). Эти пакеты связаны между собой, и анализ работы проектируемых фильтров проходил с их совместным использованием.

Для синтеза цифрового фильтра по заданным частотным характеристикам применяется пакет Fdatool, для моделирования процесса фильтрации – пакет Sptool.

Анализ проводится на временном интервале в 30 секунд, оценивается частота сердечных сокращений на этом промежутке времени.

Для определения временного положения R-пика QRS-комплекса на ЭКГ были использованы материалы [1]. По данной методике, способ селекции R-пика ЭКГ включает в себя цифровую фильтрацию электрокардиосигнала, предварительную стадию измерений для регистрации хотя бы одного кардиоцикла и определения максимального значения  $E_{\max}$  энергетической функции  $E(T)$ , а также стадию основных измерений, предполагающую фиксирование результатов измерений электрокардиосигнала, определение по ним энергетической функции  $E(T)$  и сравнение их с  $E_{\max}$ .

Сначала на интервале времени в 1 секунду происходит калибровочный съём сигнала. На этом отрезке времени определяется контрольный R-пик как максимальное значение на отрезке. Если пиков два и больше, в качестве контрольного берется R-пик с максимальным значением. Далее выстраивается пороговый уровень по значению  $0.4R_{\max}$ . Отсчеты, значения которых лежат ниже порогового уровня, не обрабатываются. Как только значение отсчетов превысит пороговый уровень, начинается поиск R-пика, также определяется его временное положение. Создается два массива значений: значение отсчетов, определенных как R-пик, и массив соответствующих им координат временной оси.

После определения всех R-пикув и их временного положения на отрезке времени в 30 секунд находятся длительности RR-интервалов как разность между мгновенными значениями времени двух соседних R-пикув. Найденными значениями заполняется еще один массив значений. В полученном массиве чисел определяются максимальный и минимальный элементы, по их разности делается предположение о регулярности ритма сердца. Параллельно высчитывается  $RR_{\text{ср}}$  – среднее значение RR-интервалов за 30 секунд. По полученному значению программа определяет частоту сердечных сокращений и проверяет результат на соответствие норме по пороговым значениям нормы от 60 до 100 ударов в минуту.

При превышении порога 100 делается заключение о наличии учащенного сердцебиения, или тахикардии, прибор сигнализирует об утомленном состоянии пациента. Если значение ЧСС лежит ниже допустимого предела 60, программа диагностирует замедленное сердцебиение или брадикардию, блок обработки сигнализирует засыпание. В этом случае подается сигнал звуковой тревоги.

На рисунке представлена блок-схема алгоритма обработки сигнала для получения значения формального параметра  $Z$ , говорящего о состоянии водителя: сон ( $Z = 3$ ), бодрость ( $Z = 4$ ) или утомление ( $Z = 5$ ).

### Заключение

В статье проанализирована зависимость между состояниями человека (бодрость–сон–утомление) и частотой сердечных сокращений (ЧСС). Определены пороговые значения ЧСС, означающие переход между вышеупомянутыми состояниями. Разработана методика и блок-схема алгоритма определения ЧСС по RR-интервалам ЭКГ. Предлагается использовать данную методику для контроля состояния водителя транспортного средства. Дальнейшее развитие работы видится в практической реализации портативного устройства, передающего сигнал о засыпании или утомлении водителя.

### Список литературы

1. Способ селекции R-зубца электрокардиосигнала / Чупраков П.Г., Спицин А.П., Кудрявцев В.А. Патент РФ № 2076629. БИ № 10 от 27.04.2001.
2. Алгоритм анализа электрокардиосигнала для системы передачи в центр наблюдения / Т.Ф. Щербакова [и др.] // Материалы XV Международной научно-технической конференции «ПТиТТ-2014». Казань: Изд-во Казан. гос. тех. ун-та, 2014.

## System of the electrocardiosignal analysis for determination of the conditions of drivers with the criterion of «wakefulness-dream-exhaustion»

*T.F. Sherbakova, S.S. Sedov, M.A. Yunusov*

The article discusses the development and implementation of a portable analyzer arrhythmias, electrocardiographic signal analysis technique for the presence of arrhythmias. The block diagram of the algorithm realizing the technique of the analysis arrhythmias is developed and presented. Filters for decrease of a noise level in a signal are offered. For these filters are chosen and resulted their types and characteristics.

*Keywords:* electro-cardiac signal, arrhythmia, frequency of heart reductions, RR-interval.

**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

Антипов О.И., Неганов В.А., Потапов А.А.

Детерминированный хаос и фракталы  
в дискретно-нелинейных системах

РАДИОТЕХНИКА

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.*