

8. *Geetha G., Geethalakshmi S.N.* Scrutinizing different techniques for artifact removal from EEG signals // International Journal of Engineering Science and Technology (IJEST). 2011. Vol. 3.
9. *Heenam Yoon, Hanbyul Kim, Sungjun Kwon, Kwangsuk Park.* An Automated Motion Artifact Removal Algorithm in Electrocardiogram Based on Independent Component Analysis / The Fifth International Conference on Health, Telemedicine, and Social Medicine. IARIA, 2013.
10. *Аль Мабрук М.* Аппаратно-программные средства и алгоритмы распознавания патологий сердца на основе перцептронных сетей / Автореферат дис. на соиск. уч. степ. к.т.н. – Рязань, 2011.
11. *Галушка В.В., Фатхи В.А.* Формирование обучающей выборки при использовании искусственных нейронных сетей в задачах поиска ошибок баз данных // Инженерный вестник Дона. 2013. № 2 (25). Т. 25.
12. *Батуркин С.А., Батуркина Е.Ю., Зименко В.А., Сигинов И.В.* Статистические алгоритмы кластеризации данных в адаптивных обучающих системах // Вестник РГРТУ. 2010. № 1. Вып. 31.
13. *Черезов С., Тюкачев Н.А.* Обзор основных методов классификации и кластеризации данных // Вестник ВГУ. Серия «Системный анализ и информационные технологии». 2009. № 2. С. 25-29.
14. *Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.* Исследование влияния выбора функций активации на эффективность работы многослойного перцептрона // Нейрокомпьютеры: разработка и применение. 2015. № 7. С. 60-66.
15. *Аль-Хулейди Н.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.* Результаты исследования нейронных сетей в задачах распознавания variability сердечного ритма // Нейрокомпьютеры: разработка и применение. 2012. № 6. С. 61-67.
16. *Будченко А.А., Мазурова И.Ю., Илюхин В.И., Храпова Н.П.* ROC-анализ результатов выявления антигенов возбудителей мелиоидоза и сапа твердофазным иммуноферментным методом / Материалы VII Международной научной конференции «Системный анализ в медицине» (САМ 2013) / Под общ. ред. В.П. Колосова. – Благовещенск, 2013. 167 с.

*Аль-Хайдри Валид Ахмед,  
аспирант,  
Роман Владимирович Исаков,  
канд. техн. наук, доцент,  
Людмила Тихоновна Сушкова,  
д-р техн. наук, профессор,  
зав. кафедрой,  
кафедра «Биомедицинские  
и электронные средства и технологии»,  
Владимирский государственный университет,  
г. Владимир,  
e-mail: fawaz\_tariq@mail.ru*

*Н.В. Мясникова, М.П. Берестень, Л.А. Долгих*

## **Особенности обработки кардиосигналов, зарегистрированных мобильными устройствами**

### **Аннотация**

Рассмотрены особенности обработки электрокардиосигналов (ЭКС), зарегистрированных мобильными устройствами. Выделение ЭКС из зашумленной кардиограммы производится на основе ее разложения на составляющие с последующим отбором тех, которые формируют полезный сигнал. Использована декомпозиция на основе метода экстремальной фильтрации, который обладает преимуществом перед EMD-разложением: результаты декомпозиции практически одинаковы, а вычислительная трудоемкость существенно меньше. Это позволяет использовать его для разработки программного обеспечения переносного электрокардиографа.

### **Введение**

Выделение кардиосигнала из зашумленной кардиограммы до сих пор является важнейшей задачей при проведении электрокардиологических исследований. При этом распознавание информативных участков электрокардиосигнала (ЭКС), конфигурация и временное положение которых несут диагностическую информацию, может быть выполнено с использованием современных методов цифровой обработки сигналов [1]-[4].

Высокочастотные помехи обычно связаны с записывающей системой, наводками от сопутствующих сигналов и т. д. Низкочастотные артефакты или дрейф изолинии могут быть вызваны кашлем или дыханием, при съеме ЭКС с конечностей обычным источником артефактов являются движения рук или ног. Низкочастотные артефакты также могут быть вызваны плохим контактом электродов с кожей. При этом физиологические помехи не могут быть охарактеризованы какой-либо специфической формой волны или спектральным составом и, как правило, являются динамическими и нестационарными. Таким образом, основными видами помех, проявляющихся на ЭКС, являются: дрейф изолинии, мышечный тремор, сетевая помеха, артефакты движения [5].

Развитие мобильных устройств для снятия ЭКС позволяет регистрировать кардиограмму в любое время и в любом месте, однако при этом часто наблюдается существенное искажение сигнала, вызванное воздействием других мобильных устройств, передающих станций, ЛЭП и т. п. Это приводит к усложнению процедуры обработки ЭКС.

В данной статье использованы ЭКС из научной базы данных CardioQVARK, зарегистрированные в /-отведении с помощью одноименного кардиомонитора, представляющего собой специальный чехол для iPhone [6].

Известны два подхода к удалению помех из зарегистрированного ЭКС. Первое направление связано с фильтрацией. Чаще всего реализация этого способа очистки сигнала от шумов связана с использованием линейных фильтров и основана на информации о частотном составе наиболее информативного PQRST-участка ЭКГ. Использование ФНЧ с частотой среза до 100 Гц (в этом диапазоне содержится большая часть диагностической информации) достаточно хорошо удаляет высокочастотные помехи, однако при этом часто происходит сглаживание QRS-комплекса и меняются характеристики PQ- и ST-сегментов [7]. Кроме того, развиваемая в настоящее время электрокардиография высокого разрешения направлена на

исследования низкоамплитудных высокочастотных компонент до 500 Гц и выше. Использование ФВЧ для удаления дрейфа изолинии очень часто приводит к изменению форм Р- и Т-волн. Наиболее часто используются адаптивные и нелинейные фильтры, а также фильтры Винера и Калмана [8], [9]. Удаление помех при использовании этих фильтров происходит гораздо эффективнее, но и недостаток в данном случае очевиден: результат обработки зависит от степени адекватности модели реальным сигналам. Появление в обрабатываемых ЭКС отличий от принятой модели может привести к неверной интерпретации параметров кардиосигнала.

Второй подход к обработке ЭКС, связанный с удалением шумов, основан на разложении ЭКС на составляющие с последующим отбором только тех, которые формируют полезный сигнал. В этом случае используют вейвлет-анализ с последующим трешолдингом, метод главных компонент и т. п. [10], [11]. Данный подход более адаптивен к исследуемому сигналу, позволяет проводить анализ именно в том частотном диапазоне, который интересен исследователю. Недостатки – высокая трудоемкость, а также проблема выбора информативных составляющих.

### Применяемые методы

Из методов декомпозиции можно выделить два: метод декомпозиции на эмпирические моды (empirical mode decomposition, EMD) [12], [13] и авторский метод экстремальной фильтрации (ЭФ) [14]-[19], защищенный патентом РФ [20]. Метод экстремальной фильтрации обладает преимуществом перед EMD-разложением при сравнимых результатах: результаты декомпозиции практически одинаковы, а алгоритм разложения значительно проще и его вычислительная трудоемкость существенно меньше. Последние два фактора делают его эффективным инструментом экспресс-анализа в системах разного назначения.

Метод декомпозиции на эмпирические моды является одним из самых востребованных в области цифровой обработки сигналов. Этот подход обладает высокой степенью адаптации к исследуемым сигналам, что позволяет проводить точное оценивание реальных свойств процессов, в том числе и нестационарных. Ключевым моментом является использование декомпозиции на эмпирические моды, с помощью которой любой сложный сигнал может быть разложен на конечное и часто довольно малое число эмпирических мод, каждая из которых содержит определенную информацию об исследуемом процессе.

Разложение на эмпирические моды осуществляется за несколько шагов: а) выделяют все экстремумы  $x_{\min}$ ,  $x_{\max}$  сигнала  $x$ ; б) строят огибающие  $e_{\min}$ ,  $e_{\max}$ ; в) вычисляют среднее  $m = 0,5(e_{\min} + e_{\max})$ ; г) выделяют моду  $d = x - m$ ; д) применяют процедуры (а)-(г) к остаткам  $m$ .

В статьях [14]-[18] указывалось на сходство EMD-разложения и экстремальной фильтрации, позволяющей разложить многоэкстремальный сигнал на знакопеременные составляющие.

По экстремальным значениям  $y_{zi}$  в моменты  $t_{zi}$ ,  $i = 1..K$ , производится сглаживание оператором вида

$$y_{ci} = 0,25y_{zi-1} + 0,5y_{zi} + 0,25y_{zi+1}, \quad (1)$$

выделяется знакопеременная составляющая

$$y_{pi} = -0,25y_{zi-1} + 0,5y_{zi} - 0,25y_{zi+1}. \quad (2)$$

На последующих итерациях уже из сглаженной составляющей  $y_{ci}$ , полученной на предыдущем шаге, извлекается следующая высокочастотная составляющая и производится ее сглаживание.

В основе метода лежит итерационная процедура выделения из сигнала составляющей с известной частотой, локально определяемой временными интервалами между экстремумами, что соответствует пропуску сигнала через адаптивный фильтр высоких частот [выражение (2)], параллельно происходит и адаптивная низкочастотная фильтрация [выражение (1)], т. е. сглаживание.

Способ отличается от EMD тем, что выделение сглаженной составляющей осуществляют непосредственно из последовательности экстремумов сигнала (без расчета его огибающих), при этом формирование сглаженной последовательности экстремумов реализуют вычислением среднего между средними значениями текущего и предыдущего экстремумов и средними значениями текущего и последующего экстремумов, а выделение знакопеременной составляющей сигнала реализуют вычислением разности между исходной и сглаженной последовательностями экстремумов.

Снижение трудоемкости обусловлено тем, что разложение на моды осуществляется последовательным применением уравнений (1) и (2), в которых умножение на  $2^{-1}$  и  $2^{-2}$  может быть заменено сдвигом на 1 и 2 разряда вправо соответственно. Моделирование процесса обработки в среде MATLAB показало, что при секундном скользящем окне трудоемкость обработки ЭКС при использовании ЭФ снижается примерно в 5 раз по сравнению с использованием EMD-разложения.

Так как моды в этом методе представлены только своими экстремумами, для их восстановления используется аппроксимация с требуемой точностью импульсами колокольной формы [19].

На рис. 1 представлен пример ЭКС, зарегистрированного с помощью мобильного устройства с частотой 20 кГц, а на рис. 2 – разложение этого кардиосигнала (показаны только первые высокочастотные моды). По осям  $x$  откладывается время в секундах, а по осям  $y$  – значения сигнала в размерных единицах. Из графиков видно, что первые три составляющие явно

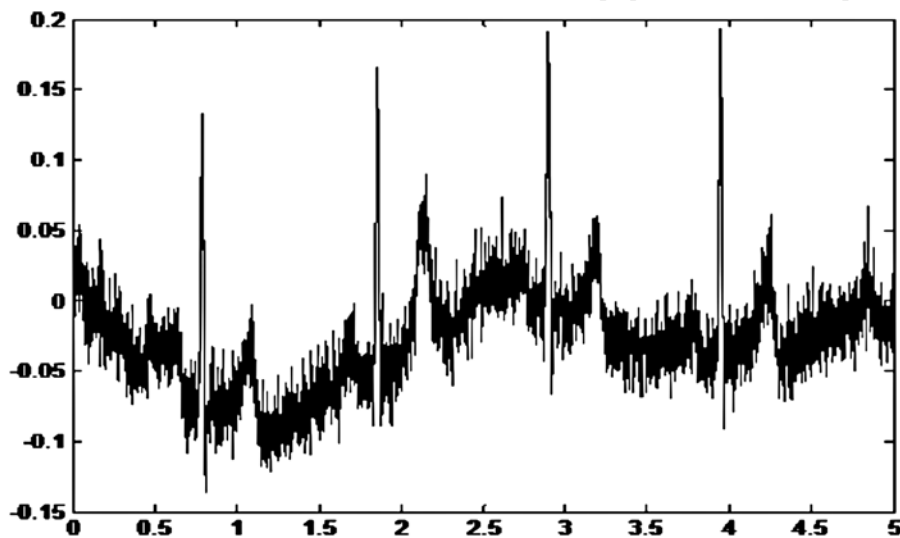


Рис. 1. Кардиосигнал, зарегистрированный мобильным устройством

относятся к высокочастотному шуму, а следующие компоненты в разложении – информативные, формирующие электрокардиосигнал. Более низкочастотные составляющие сигнала обусловлены дыханием, низкочастотным трендом и т. д.

Для автоматизации выделения информативных составляющих обратим внимание на то, что в них наблюдается чередование сигнал-шум. Соответственно задача выделения информативных составляющих основана на выделении QRS-комплексов и имеет сходство, например, с классической задачей обнаружения. Дисперсия в этих составляющих на информативных участках существенно возрастает. На неинформативных составляющих этого не наблюдается, что иллюстрирует *рис. 3*, а разброс дисперсий четко указывает на информативные составляющие.

Как уже отмечалось, на информативных модах наблюдается чередование участков «просочившегося» высокочастотного шума и составляющих, формирующих QRS-комплекс ЭКС. Поэтому не только дисперсии на этих участках будут возрастать, но и количество экстремумов, характеризующих частотный состав, будет убывать. То есть шум, оставшийся на информативных модах, характеризуется более высокой частотой и более маленькой дисперсией, а область QRS-комплексов на этих составляющих характеризуется более низкой частотой и большей дисперсией. Это свойство может быть использовано для формирования дополнительного (частотного) признака для распознавания составляющих QRS-комплексов в моде.

Отметим, что в случае довольно-таки чистого сигнала «просочившегося» шума в промежутках между составляющими QRS-комплексов может и не наблюдаться. Тогда промежуткам будет соответствовать постоянная составляющая, а частота на участках обнаружения будет возрастать. Но это скорее теоретический случай.

## Результаты

Алгоритм обработки зашумленного электрокардиосигнала на основе ЭФ реализован программным способом.

Программа осуществляет фильтрацию высокочастотных помех и трендовых составляющих кардиосигнала, зарегистрированного с помощью переносных мобильных устройств.

Программа выполняет:

- чтение исходных данных из базы CardioQVARK по API-протоколам;
- фильтрацию помех кардиосигнала на базе экстремальной фильтрации;
- понижение частоты отфильтрованного сигнала до 1 кГц;
- визуализацию исходных данных и обработанного кардиосигнала.

На *рис. 4* на фоне исходного зарегистрированного сигнала показан результат фильтрации ЭКС по предложенному алгоритму.

Видно, что в результате применения алгоритма экстремальной фильтрации убираются тренды, выравнивается изолиния, существенно сокращается уровень высокочастотных шумов.

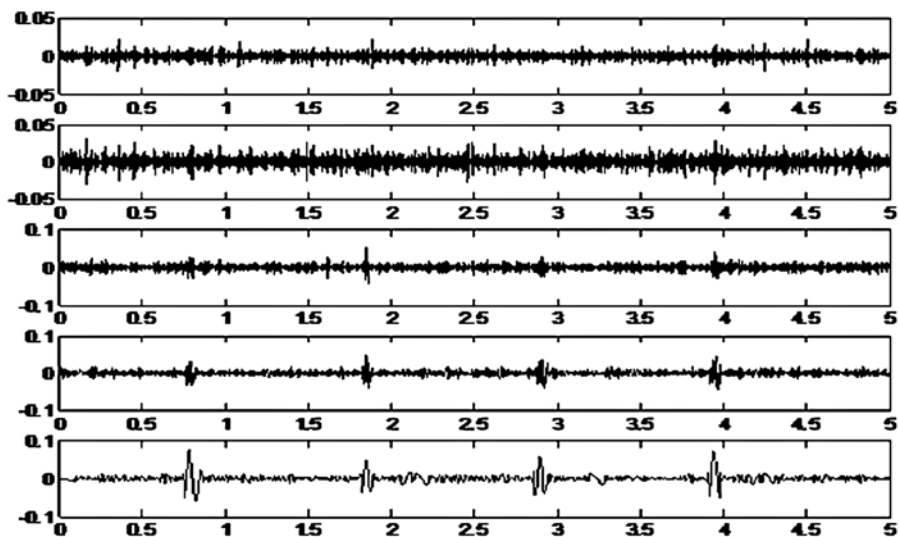


Рис. 2. Первые моды разложения экстремальным фильтром

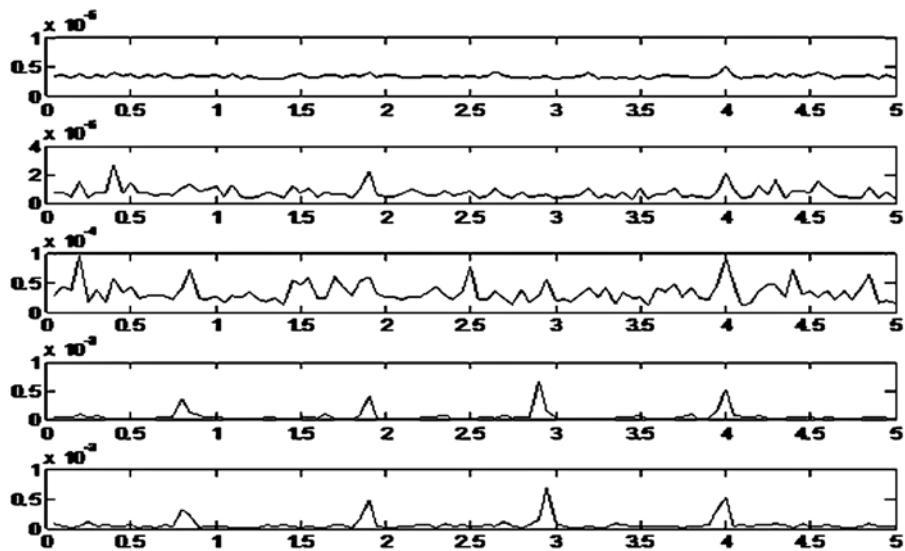


Рис. 3. Изменение дисперсии составляющих в скользящем окне

## Вывод

Метод экстремальной фильтрации, основным применением которого было экспресс-оценивание характеристик и параметров сигналов, может быть использован и для восстановления сигналов сложной формы и вполне пригоден для разработки программного обеспечения для переносного электрокардиографа в рамках проекта CardioQVARK.

*Исследования проведены при поддержке гранта РФФИ 14-08-01065.*

### Список литературы:

1. Pan J., Tompkins W.J. A real-time QRS detection algorithm // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1985. Vol. BME-32. № 3. PP. 230-236.
2. Зудбинов Ю.И. Алгоритмы ЭКГ. – Ростов-на-Дону: Феникс, 2003. 160 с.
3. Нагин В.А., Потапов И.В., Селищев С.В. Выделение QRS-комплексов в компьютерных ЭКГ-системах / Труды международной конференции по биомедицинскому приборостроению «Биомедприбор-2000». Москва, ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 24-26 октября 2000 г. Т. 1. С. 120-121.
4. Чупраков П.Г., Стицын А.П., Кудрявцев В.А. Способ селекции R-зубца электрокардиосигнала / Патент 2165732 РФ А61В5/0456. Патентообладатель Кировский государственный медицинский институт (опубликовано: 27.04.2001 г.).
5. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.
6. Кардиомонитор CardioQVARK. Кардиограмма с помощью телефона / www.cardioqvark.ru.
7. Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов // Функциональная диагностика. 2011. № 3. С. 75-78.
8. Тихонов Э.П. Адаптивные алгоритмы фильтрации и фрагментации электрокардиограмм высокого временного разрешения. Часть 1. Исходные сведения и анализ подхода к решению проблемы // Информационно-управляющие системы. 2014. № 3 (70).
9. Sameni R., Shamsollahi M.B., Jutten C., Clifford G.D. A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG Denoising // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2007. Vol. 54. № 12. PP. 2172-2185.
10. Arun Navaria, Dr. Neelu Jain. Denoising and Feature Extraction of ECG using Discrete Wavelet Transform // International Journal of Emerging Technologies in Computational and Applied Sciences. 2013. PP. 222-226.
11. He T., Clifford G., Tarassenko L. Application of Independent Component Analysis in Removing Artefacts from the ECG // Neural Counting and Applications. 2006. Vol. 15. № 2. PP. 105-106.
12. Клионский Д.М. Декомпозиция на эмпирические моды в современной цифровой обработке сигналов / 10-я Международная конференция и выставка «Цифровая обработка сигналов и ее применение». Москва, 26-28 марта 2008. Труды Рос. науч.-техн. общества радиотехники, электроники и связи им. А.С. Попова. Сер. «Цифровая обработка сигналов и ее применение». Вып. X-1. – М., 2008. С. 188-190.
13. Кривоногов Л.Ю. Метод и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов на основе эмпирической модовой декомпозиции // Известия ЮФУ. Технические науки. 2014. № 10. С. 104-114.
14. Мясникова Н.В., Берестень М.П. Экстремальная фильтрация и ее приложения // Датчики и системы. 2004. № 4. С. 8-11.
15. Мясникова Н.В., Берестень М.П., Долгих Л.А. Методы разложения сигналов на основе экстремальной фильтрации // Датчики и системы. 2011. № 2. С. 8-12.
16. Мясникова Н.В., Долгих Л.А., Мясникова М.Г. Применение разложения по эмпирическим модам в задачах цифровой обработки сигналов // Датчики и системы. 2011. № 5. С. 8-10.
17. Мясникова Н.В., Берестень М.П. Время-частотное распределение на основе экстремальной фильтрации в цифровой обработке сигналов // Датчики и системы. 2013. № 10. С. 9-12.
18. Мясникова Н.В., Берестень М.П. Разложение на эмпирические моды на основе экстремальной фильтрации // Цифровая обработка сигналов. 2014. № 4. С. 13-17.
19. Мясникова Н.В., Берестень М.П., Строганов М.П. Аппроксимация многоэкстремальных функций и ее приложения в технических системах // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. 2011. № 2. С. 113-119.
20. Мясникова Н.В., Берестень М.П., Долгих Л.А. и др. Способ и устройство цифрового спектрально-временного анализа сигналов / Патент 2536108 РФ G01R23/00. Правообладатель ФГОУ ВПО ПГУ (опубликовано: 20.12.2014 г. Бюл. № 35).

*Нина Владимировна Мясникова,  
д-р техн. наук, профессор,  
Михаил Петрович Берестень,  
канд. техн. наук, доцент,  
Людмила Анатольевна Долгих,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра «Автоматика и телемеханика»,  
ФГОУ ВПО «Пензенский государственный университет»,  
г. Пенза,  
e-mail: avitel@pnzgu.ru*

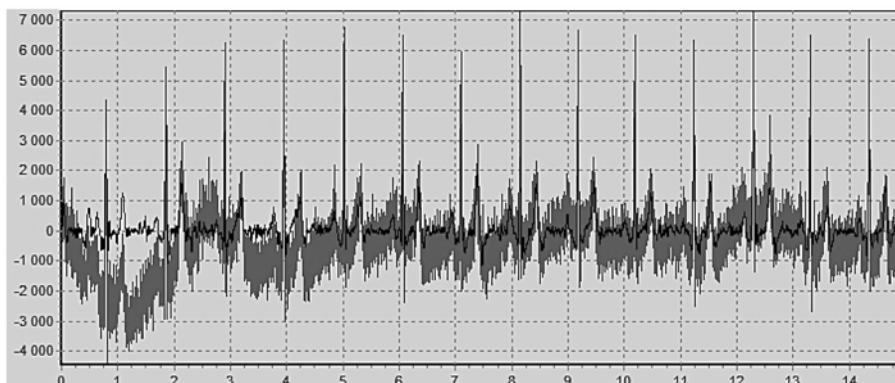


Рис. 4. Исходный ЭКГ и результат его обработки с помощью ЭФ