

3. *Dimitris N. Papachristou and Richard Barthers* Resection of the liver with a water jet // *Br. J. Surg.* 1982. Vol. 69. PP. 93-94.
4. *Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Ложкин О.В., Эйхенвальд Э.В., Осипенкова Т.К., Омеляненко Н.П., Северин А.Е.* Гидродинамические технологии в биологии и медицине // *Технологии живых систем.* 2005. Т. 2. № 4-5. С. 28.
5. *Розанов В.В.* Высокоэнергетическое гидродинамическое воздействие на биологические ткани – новая перспективная биомедицинская технология // *Наукоемкие технологии.* 2003. № 6. С. 35-43.
6. *Розанов В.В., Сысоев Н.Н.* Новый хирургический инструмент – гидроскальпель. Исследования, разработки, перспективы // *Международный медицинский журнал.* 2000. № 4. С. 362-370.
7. *Кудряшов Ю.И., Розанов В.В., Сысоев Н.Н.* Разделение костных тканей с помощью гидроскальпеля // *Медицинская физика.* 2001. № 11. С. 77-78.
8. *Розанов В.В.* Физиологические и биофизические основы взаимодействия высокоэнергетических жидкостных струй с биологическими тканями / *Дис...докт. биол. наук.* – М., 1999. 353 с.
9. *Осипенкова Т.К., Розанов В.В., Матвейчук И.В., Шутеев С.А.* Судебно-медицинская характеристика гидродинамической травмы костной ткани / В сб. «Актуальные вопросы судебной медицины и медицинского права». Материалы межрегиональной научно-практической конференции с международным участием. – М.: Изд. НП ИЦ «ЮрИнфоЗдрав», 2013. С. 241-245.

*Владимир Викторович Розанов,  
д-р биолог. наук, профессор,  
вед. научный сотрудник,  
физический факультет  
МГУ им. М.В. Ломоносова,  
зав. лабораторией НИЦ БМТ ВИЛАР,  
Игорь Васильевич Матвейчук,  
д-р биолог. наук,  
руководитель НИЦ БМТ ВИЛАР,  
Сергей Александрович Шутеев,  
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,  
физический факультет  
МГУ им. М.В. Ломоносова,  
г. Москва,  
e-mail: vrozanov@mail.ru*

**А.А. Федотов**

## Кратномасштабный анализ ЭКГ сигнала для мониторинга сердечного ритма

### Аннотация

Статья посвящена вопросам применения кратномасштабного анализа ЭКГ сигналов для задач мониторинга сердечного ритма. Предлагаемая в статье методика обнаружения R-зубцов ЭКГ сигнала основана на выделении детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения ЭКГ сигнала, нелинейных преобразованиях и адаптивном пороговом алгоритме. Проведен сравнительный анализ разработанной методики и существующих алгоритмов детектирования R-зубцов ЭКГ сигналов при обработке клинических записей ЭКГ сигналов из базы данных MIT Physionet.

### Введение

Регистрация и обработка электрокардиосигнала (ЭКС) находит широкое применение в различных системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем мониторинга состояния организма на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость точного детектирования R-зубцов ЭКС для минимизации погрешностей измерения длительностей R-R интервалов в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1], [2].

В настоящее время существует множество различных алгоритмов детектирования R-зубцов ЭКС, основанных на применении первой и второй производных, частотной фильтрации, вейвлет-преобразований, согласованных фильтров, синтаксических методов и нейронных сетей, а также их различных комбинаций [3]-[9].

В рассматриваемой работе предлагается относительно простая методика детектирования R-зубцов ЭКС, характеризующаяся высокой чувствительностью обнаружения и малыми ошибками, состоящая из трех последовательных этапов цифровой обработки ЭКС: кратномасштабного вейвлет-разложения, набора нелинейных операторов и адаптивного алгоритма обнаружения.

### Материалы и методы

Декомпозиция сигнала на основе применения дискретных вейвлет-преобразований представляет собой разложение исходного сигнала на последовательность аппроксимирующих

и детализирующих коэффициентов [7]. Ключевыми параметрами вейвлет-декомпозиции являются тип вейвлет-функции и число уровней разложения.

Многочисленные исследования показывают, что в задачах обработки ЭКС наиболее эффективные результаты достигаются при использовании вейвлетов Добеши шестого порядка [7], [10].

На рис. 1 и 2 показаны зависимости аппроксимирующих и детализирующих коэффициентов вейвлет-декомпозиции, соответственно, для модельного ЭКС, зашумленного низкочастотными и высокочастотными помехами, а также широкополосным шумом (рис. 3а). Для получения модельных зависимостей ЭКС использовалась имитационная модель, позволяющая сформировать фрагменты биосигнала с требуемой морфологией и заданными значениями амплитудно-временных параметров, предложенная Р.Е. McSharry с соавторами [11].

Для выбора оптимального уровня декомпозиции и типа коэффициентов вейвлет-разложения в задачах детектирования R-зубцов ЭКС в данной работе определялся коэффициент корреляции между модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы, и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения; численные значения коэффициента корреляции приведены в табл. 1.

Анализ полученных данных показал, что сумма детализирующих коэффициентов 4-го и 5-го уровней обладает наибольшей корреляцией с модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы.

На основе проведенных предварительных исследований предлагается методика детектирования R-зубцов ЭКС, вклю-

чающая в себя последовательное выполнение следующих операций:

- 1) выполняется кратномасштабное вейвлет-преобразование исходного ЭКГ сигнала для шести уровней декомпозиции;
- 2) формируется сумма детализирующих коэффициентов четвертого и пятого уровней;
- 3) отрицательные отсчеты полученного сигнала заменяются нулями;
- 4) полученный результат возводится в квадрат.

После прохождения предварительных этапов обработки сигнал поступает на вход адаптивной схемы обнаружения максимумов сигнала, временное положение которых соответствует положению опорной точки QRS-комплекса, в качестве которой был выбран R-зубец как наиболее различимый маркер события.

Суть адаптивного алгоритма обнаружения максимумов заключается в формировании скользящего окна длительностью 2 с, в пределах которого происходит поиск максимумов, превышающих заданное значение порога  $Lev$ . Величина поро-

га определяется отдельно для каждого скользящего окна на основе следующей пороговой функции:

$$Lev(i) = \begin{cases} 0,4 \cdot Max(i); & \Omega(i) \geq 0,2 \cdot Max(i) \text{ \& } Max(i) < 2 \cdot Max(i-1); \\ 0,4 \cdot Max(i-1); & \Omega(i) \geq 0,2 \cdot Max(i) \text{ \& } Max(i) \geq 2 \cdot Max(i-1); \\ 1,6 \cdot \Omega(i); & \Omega(i) < 0,2 \cdot Max(i), \end{cases}$$

где  $\Omega(i)$  – величина среднеквадратического отклонения значений амплитуды отсчетов сигнала в пределах  $i$ -го скользящего окна;  $Max(i)$  – максимальное значение амплитуды отсчетов сигнала в пределах текущего  $i$ -го скользящего окна;  $Max(i-1)$  – максимальное значение амплитуды отсчетов сигнала в пределах предыдущего скользящего окна.

Численные значения параметров пороговой функции были выбраны эмпирически в результате проведенных исследований, по критерию максимизации правильных обнаружений R-зубцов ЭКС и минимизации ложных обнаружений и пропусков.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума сигнала на временном интервале поис-

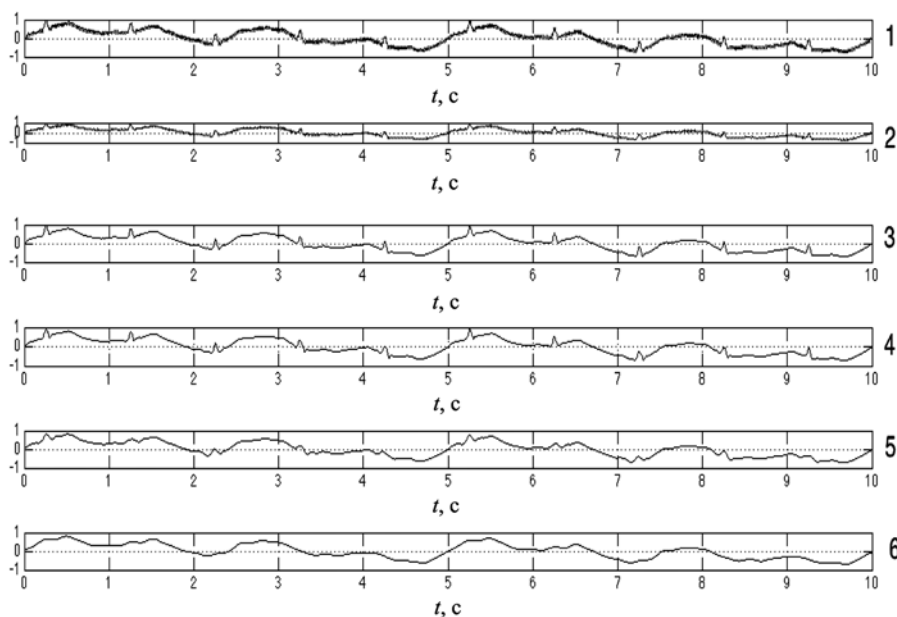


Рис. 1. Аппроксимирующие коэффициенты шести уровней декомпозиции зашумленного ЭКС (сверху вниз по возрастанию уровня разложения)

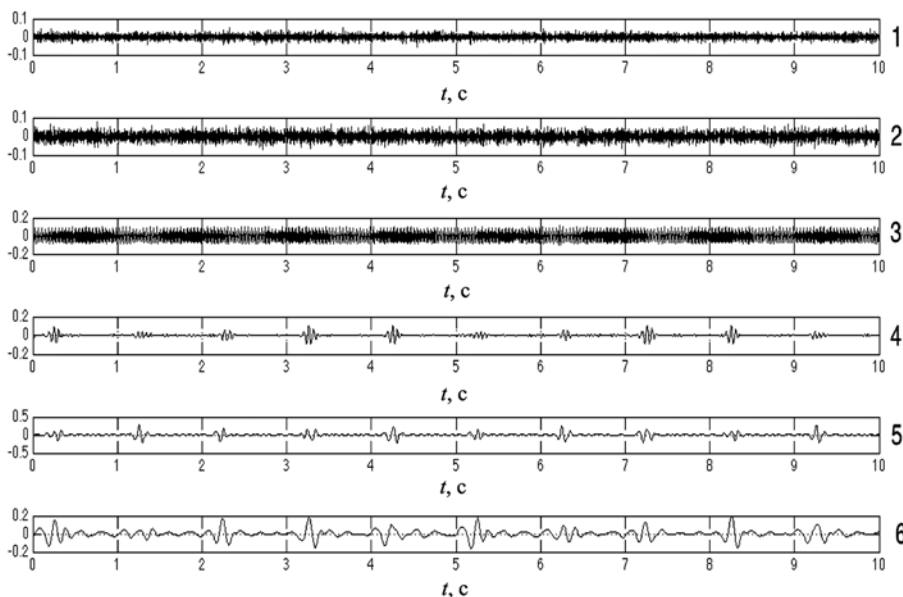


Рис. 2. Детализирующие коэффициенты шести уровней декомпозиции зашумленного ЭКС (сверху вниз по возрастанию уровня разложения)

ка при одновременном соблюдении следующих условий:

$$A(n) := Peak, \text{ if } A(n) > Lev \ \& \ A(n) > A(n + 1) \ \& \ A(n) > A(n - 1),$$

где  $A$  – входной сигнал адаптивной схемы (результатирующий сигнал 4-го шага предварительной обработки).

Таблица 1

**Значения коэффициента корреляции между модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы, и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения**

Уровень разложения	Детализирующие коэффициенты	Аппроксимирующие коэффициенты
1	0,08	0,46
2	0,13	0,51
3	0,17	0,48
4	0,6	0,32
5	0,71	0,35
6	0,6	0,2
4 + 5	0,8	0,33

На рис. 3 представлены эпюры обработки модельного ЭКС с присутствующими артефактами движения, дрейфом изолинии и широкополосными шумами на основе разработанного подхода: а) фрагмент исходного ЭКС; б) сумма детализирующих коэффициентов четвертого и пятого уровней; в) входной сигнал адаптивной схемы обнаружения максимумов с разбиением на скользящие окна; прямой линией показана величина адаптивного порога; крестиками на рисунке показаны обнаруженные R-зубцы ЭКС.

### Результаты

Для верификации разработанного детектора при обработке реальных биосигналов использовалась общедоступная база данных ЭКС Массачусетского технологического университета Physionet (<http://physionet.org>). Для оценки эффективности

обнаружения R-зубцов можно использовать следующие статистические показатели:

1) вероятность правильного обнаружения опорных точек  $P_T$ :

$$P_T = \frac{N_T}{N} \cdot 100 \ %;$$

2) вероятность ложного обнаружения опорных точек  $P_F$ :

$$P_F = \frac{N_F}{N} \cdot 100 \ %;$$

3) показатель уровня ошибок обнаружения  $P_{er}$ :

$$P_{er} = \frac{N_m + N_F}{N} \cdot 100 \ %,$$

где  $N_T$  – количество правильно обнаруженных R-зубцов;  $N_F$  – количество ошибочно обнаруженных R-зубцов;  $N$  – общее количество R-зубцов;  $N_m$  – количество пропущенных R-зубцов.

В тестировании использовались выборки ЭКС из базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database, содержащей 48 фрагментов клинических ЭКС длительностью 30 мин каждый; отдельно для исследования были выбраны: 1 слабозашумленная выборка (100) и 2 наиболее зашумленных фрагмента (104, 105) [12]. Сравнительный анализ эффективности обнаружения QRS-комплексов проводился для следующих детекторов: 1 – предлагаемый в рассматриваемой работе обнаружитель на основе кратномасштабного анализа ЭКГ сигналов; 2 – обнаружитель на основе согласованного фильтра [9]; 3 – обнаружитель Пана-Томпкинса [8]; 4 – обнаружитель на основе нейронной сети [6].

В табл. 2 приведены результаты количественной оценки эффективности разработанного детектора в сравнении с существующими подходами при обработке реальных ЭКС.

### Заключение

Анализ полученных результатов показал, что предложенная методика детектирования R-зубцов ЭКС на основе вейвлет-декомпозиции является эффективным средством обработки ЭКС, зарегистрированных в реальных клинических условиях. На основе разработанного подхода удалось достичь по-

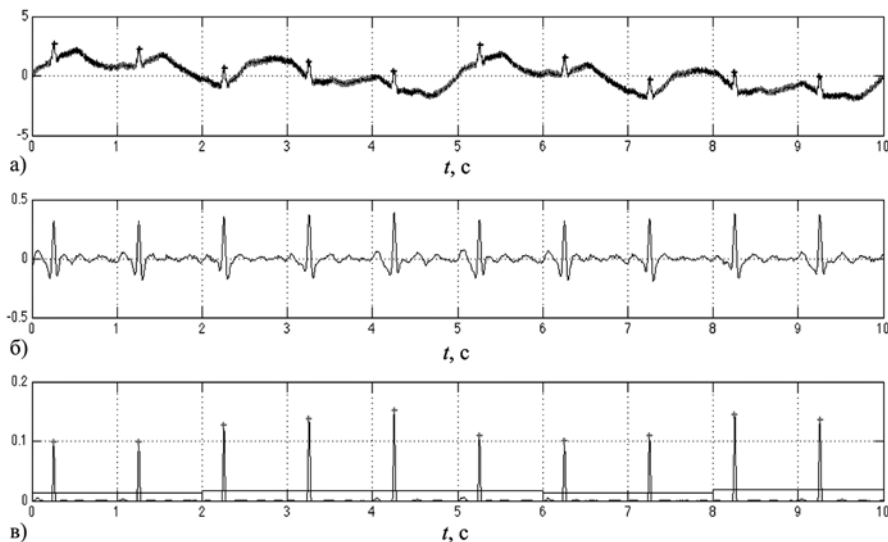


Рис. 3. Эпюры обработки фрагмента зашумленного модельного ЭКС

Таблица 2

### Оценка эффективности обнаружения R-зубцов ЭКС

Фрагмент сигнала	100			104			105			Среднее по 48 фрагментам		
	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %
1	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	99,2	0,1	0,9	99,7	0,03	0,33	99,8	<b>0,02</b>	0,22
2	<b>100</b>	0,04	0,04	99,7	0,08	0,38	99,5	0,04	0,54	99,6	0,05	0,45
3	99,9	0,09	0,19	99,8	0,07	0,27	98,2	0,12	1,92	98,9	0,08	1,18
4	<b>100</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	99,9	0,04	0,14	<b>99,89</b>	<b>0,02</b>	<b>0,13</b>	<b>99,9</b>	<b>0,02</b>	<b>0,12</b>

казателя 100 % правильного обнаружения и полного отсутствия ошибок для слабозашумленной выборки ЭКС длительностью 30 мин, а также показателя уровня ошибок не выше 0,9 % для зашумленных ЭКГ сигналов.

К преимуществам данной методики детектирования R-зубцов ЭКС можно отнести простоту реализации, достаточное быстродействие для современных вычислительных систем, высокие показатели истинного обнаружения, малые ошибки ложного обнаружения и пропуска. Данный метод незначительно проигрывает в эффективности обнаружителю на основе нейронной сети, однако, последний метод значительно более сложный и трудоемкий, а также требует предварительного обучения нейронной сети на значительных массивах экспериментальных данных.

#### Список литературы:

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: Физматлит, 2013. 280 с.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // *Circulation*. 1996. Vol. 93 (5). PP. 1043-1065.
3. Friesen G.M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990. Vol. 27. Iss. 1. PP. 85-98.
4. *Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC.* – Edited by Willis J. Tompkins. Prentice Hall, New Jersey, 1993. 368 p.
5. Theis F.J., Meyer-Base A. *Biomedical signal analysis: Contemporary methods and applications.* – The MIT Press, 2010. 423 p.

6. Xue Q., Hu Y.H., Tompkins W.J. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1992. Vol. 39. PP. 317-329.
7. Kadambe S., Murray R. et al. Wavelet transform based QRS complex detector // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1999. Vol. 46. Iss. 7. PP. 838-848.
8. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1985. Vol. 32. PP. 230-236.
9. Ruha A., Sallinen S., Nissila S. A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1997. Vol. 44. Iss. 3. PP. 159-167.
10. Strang G., Nguyen T. *Wavelets and Filters Banks.* – Wellesley-Cambridge-Press, 1996. 490 p.
11. McSharry P.E. et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003. Vol. 50. Iss. 3. PP. 289-295.
12. Moody G.B., Mark R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2001. Vol. 20. Iss. 3. PP. 45-50.

*Александр Александрович Федотов,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра лазерных и биотехнических систем,  
Самарский национальный исследовательский  
университет им. акад. С.П. Королева,  
г. Самара,  
e-mail: fedoaleks@yandex.ru*

*А.П. Зарецкий, А.П. Кулешов, Г.А. Громыко*

## Современные медико-технические концепции анализа эндокардиальных сигналов при фибрилляции предсердий

### Аннотация

Фибрилляция предсердий (ФП) является наиболее распространенной аритмией, встречающейся в клинической практике, однако окончательного понимания механизмов возникновения, распространения и повторной инициации этой аритмии нет. Описанный факт является лимитирующим не только с научной точки зрения, но и с практической, поскольку из-за отсутствия единой теории не могут быть разработаны регламентирующие документы для лечения данной патологии. В последнее время наблюдается повышенный интерес к теории, базирующейся на том, что спиральные волны, или роторы, имеющие специфические особенности для каждого предсердия, являются источником запуска фибрилляции, поэтому могут служить мишенью для радиочастотного воздействия при эндокардиальных малоинвазивных вмешательствах. Также существует подход, основанный на поиске участков предсердия, в которых могут быть зарегистрированы комплексные фракционированные предсердные эндограммы (КФПЭ). В настоящей статье представлены основные концепции анализа предсердных сигналов во время фибрилляции предсердий, отражающие как технические, так и медицинские аспекты.

### Введение

В настоящее время основные теории о принципах возникновения фибрилляции предсердий (ФП) предназначены для помощи врачам при принятии решений в клинических случаях. Тем не менее такие рекомендации не опираются на вычислительный анализ сигнала и его интерпретацию. Так, например, применение спектрального анализа для выявления различных форм организации и формирования ФП, вклада желудочковой компоненты в сигнал и других особенностей могло бы повысить эффективность тактики лечения и послеоперационного ведения пациентов [1].

Как и при регистрации поверхностного электрокардиосигнала (ЭКС), при записи эндокардиальных сигналов (ЭнКС) во

время ФП наличие желудочковой активности должно рассматриваться в качестве шума, который должен быть удален из сигнала. В связи с этим корректный анализ и интерпретация ФП при регистрации ЭнКС требуют экстракции, или удаления, компонентов сигнала, связанных с желудочковой активностью, т. е. V-спайка (представленного на поверхностной ЭКГ QRS-комплексом и волной T). К сожалению, ряд факторов мешает этой операции [2]. Во-первых, амплитуда предсердного спайка в ЭнКС гораздо меньше амплитуды желудочкового спайка. Во-вторых, оба эти явления обладают спектральными распределениями, которые перекрываются, что, в свою очередь, приводит к неэффективности применения фильтров с линейной характеристикой. Для решения поставленной задачи в течение нескольких последних лет были предложены как