

В.Е. Анциперов<sup>1</sup>  
И.В. Забросаев<sup>2</sup>  
А.Г. Михайлова<sup>3</sup>  
Д.В. Растягаев<sup>4</sup>

V.E. Antsiperov  
I.V. Zabrosaev  
A.G. Mikhailova  
D.V. Rastyagaev

## АВТОМАТИЧЕСКОЕ ОБНАРУЖЕНИЕ И АНАЛИЗ АРИТМИЙ СЕРДЦА В ДЛИТЕЛЬНЫХ ЭКГ-ЗАПИСЯХ

## AUTOMATIC DETECTION AND ANALYSIS OF CARDIAC ARRHYTHMIAS IN LONG ECG-RECORDINGS

Статья посвящена исследованию и развитию нового метода обработки ЭКГ, основанного на многомасштабном корреляционном анализе, и, в частности, разработке нового метода обнаружения аритмий. Показано, что для анализа ЭКГ-сигнала, который имеет форму последовательности импульсов повторяющейся формы, ранее разработанная авторами техника аналитических спектров является эффективной. Вычислительный алгоритм, основанный на этой технике, не только точно выделяет сердечный ритм, но может определять моменты его резкого изменения. Обнаружение таких изменений вместе с последующим анализом их формы позволяет детектировать экстрасистолы в ЭКГ-записях. В статье приведены первые результаты, полученные при применении метода к длительным ЭКГ-записям из базы данных MIT-BIH NSRDB.

**Ключевые слова:** обработка биомедицинских сигналов, анализ ЭКГ, аритмии сердца, детектирование экстрасистол, автоматизированная кардиодиагностика, аналитические спектры.

The paper is devoted to research and development of new ECG processing methods, based on Multiscale Correlation Analysis approach, in particular – the development of new cardiac arrhythmias detection method. It is shown that in case of ECG, where a signal has a form of repeated wave pulses, the instruments previously developed by authors and called the analytical spectra technique are highly effective. Computational algorithm based on this technique not only accurately estimates the heart rate, but can also detect its sharp changes. The detection of such changes together with subsequent analysis of jump shape enables the automatic recognition of premature beats on ECG. The paper provides first results received in this direction. The results of PVC detection for long ECG recordings from standard MIT-BIH NSRDB are briefly summarized in the appropriate section and shortly characterized in the conclusions.

**Keywords:** biomedical signals processing, ECG analysis, cardiac arrhythmias, PVC detection, computer aided cardiognostics, analytical spectra.

### Введение

Аритмия сердца – это любые нарушения сердечного ритма, характеризующиеся заметными изменениями частоты и регулярности сердечных сокращений в результате нарушения основных функций сердца. Термин «аритмия» объединяет различные по механизму, клиническим проявлениям и прогностическому значению нарушения образования и проведения электрического импульса. Наиболее часто регистрируемый вид аритмии – это экстрасистолия – несвоевременная деполяризация и сокращение сердца или от-

<sup>1</sup> Кандидат физико-математических наук, доцент кафедры твердотельной электроники, радиофизики и прикладных информационных технологий Московского физико-технического института, ведущий научный сотрудник ИРЭ им. Котельникова.

<sup>2</sup> Студент Московского физико-технического института.

<sup>3</sup> Заместитель директора, Институт информационных технологий ВШЭ, Москва.

<sup>4</sup> Кандидат физико-математических наук, доцент, проректор по ИТ НОУ ВПО «Российский новый университет»,

дельных его камер (желудочков) [1]. Преждевременные желудочковые сокращения (PVC) часто наблюдаются в сочетании со структурными изменениями сердца и сигнализируют о повышенном риске таких заболеваний, как ишемическая болезнь сердца, кардиосклероз, дистрофия и т.д., некоторые из которых могут привести к наступлению внезапной смерти [2]. Впрочем, следует отметить, что экстрасистолия не обязательно является симптомом сердечных проблем: она часто проявляется и в отсутствие связанных с сердцем болезней. Из-за этого раньше отношение к экстрасистолии было достаточно поверхностным, хотя было известно, что она связана с такими симптомами, как тревожность, потеря трудоспособности, обмороки и т.д. Однако в течение нескольких последних десятилетий, глубже осознав связь PVC с возможными структурными изменениями сердца, специалисты всё шире используют обнаружение и изучение экстрасистол в качестве одного из основных диагностических методов.

#### Основы метода

Детектирование нарушений работы сердца в нашем методе основано на выделении сердечного ритма, обнаружении его резких изменений и последующем анализе этих изменений. Для выделения ритма используется основанная на многомасштабном корреляционном анализе (МКА) [3; 4] техника аналитических спектров (АСП), подробно описанная в [5–7].

Основным инструментом МКА для выделения локального (текущего на момент времени  $t$ ) ритма сердечных сокращений является обобщенное спектральное представление  $R_x^+(t, \tau)$  [6]:

$$R_x^+(t, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp(2\pi i f \tau) \times \exp\left(-\frac{1}{2}(2\pi\sigma f)^2\right) S_{F_t}(f) S_{P_t}(f) df, \quad (1)$$

где  $\tau$  – переменный «спектральный» параметр, масштаб представления;  $\sigma$  – постоянный параметр сглаживания, инструментальный параметр;  $S_{F_t}(f)$  и  $S_{P_t}(f)$  – аналитические спектры, соответственно, локального будущего и локального прошлого сигналов  $x(t')$  (относительно момента  $t$ ):

$$\begin{cases} S_{F_t}(f) = \int_0^{+\infty} x(t+t') \exp(-2\pi i f t') dt' \\ S_{P_t}(f) = \int_0^{+\infty} x(t-t') \exp(-2\pi i f t') dt' \end{cases} \quad (2)$$

Как разъясняется в [6; 7], спектральное представление (1) – это сглаженная гауссовым окном ширины  $\sigma$  МКА оценка (см. [3; 4]) автокорреляционной функции сигнала. Положения боковых максимумов (1) (по параметру  $\tau$ ) соответствуют масштабам наиболее выраженной повторяемости фрагментов сигнала и поэтому принимаются в качестве количественных оценок локального периода ритма. При этом положения первого, второго и т.д. максимумов интерпретируются как период, удвоенный период и т.д. так же, как это делается в классическом спектральном анализе в отношении спектральных гармоник. Важно отметить, что подобный обобщенный спектральный анализ может быть проведен в любой точке  $t$  на временной оси: он никак не связан ни с положениями R-пиков, ни с какими-либо другими особенностями ЭКГ-записей.

#### Вычислительный алгоритм

Прежде обнаружения резких изменений ритма и анализа этих изменений вычисляется динамика во времени локального периода, то есть локальный период вычисляется для всей записи в точках, расположенных с некоторым шагом. Для вычисления локального периода в заданный момент  $t$  на временном интервале в плюс-минус  $\sim 2.5$  сек. относительно текущего момента посредством стандартных быстрых алгоритмов преобразования Фурье (FFT) находятся аналитические спектры (2), затем их произведение взвешивается гауссовым окном ширины  $(2\pi\sigma)^{-1}$  и затем, в соответствии с (1), находится обратное преобразование Фурье (iFFT) результата. Завершающей процедурой является, как объяснено выше, нахождение первого бокового максимума (по параметру  $\tau$ ) вычисленного представления, положение которого и задает значение периода на данный момент времени  $t$ . Отметим, что за счет использования FFT/iFFT алгоритм вычисления локального периода оказывается быстрым. Пример результата подобных вычислений приведен на рис. 1.

Обнаружение резких изменений ритма, в том числе соответствующих экстрасистолии, основывается на следующих известных фактах. Большинство экстрасистол отчасти напоминают по форме QRS комплексы. Поэтому на обобщенном спектре (1) они также проявляются как боковые максимумы, но имеющие несколько меньшую координату по сравнению с максимумами, которые соответствуют предшествующим QRS комплексам нормальных сокращений. В результате экстрасистолам соответствует, как правило, сначала резкое уменьшение локального периода, за которым следует резкое его увеличение, соот-

ветствующее компенсаторной паузе. На графике динамики локального периода экстрасистолам соответствует характерное  $\sqrt{\quad}$ -образное поведение – последовательность резкого укорочения периода и следом резкого его увеличения. Таким образом, обнаружение экстрасистол можно свести к обнаружению упомянутых  $\sqrt{\quad}$ -эпизодов на фоне достаточно плавного изменения периода (не более 5% между соседними периодами). На рис. 1 представлено двумерное отображение в псевдоцвете спектра (1), вычисленного для 10-секундной ЭКГ-записи, содержащей экстрасистолу, и график линейной интерполяции динамики локального периода (бокового максимума).

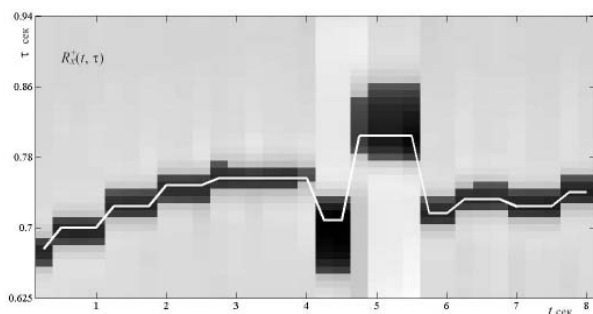


Рис. 1. Двумерное представление в псевдоцвете (min – белый, max – черный) спектра (1) и график положений первого бокового максимума (белая линия на дорожке пиков). Экстрасистола расположена в точке  $t = 4.5$  сек.

Приведенная выше аргументация была положена в основу предлагаемого численного алгоритма обнаружения экстрасистолии. Он состоит из двух основных шагов. На первом шаге обнаруживаются эпизоды с резким изменением периода (с характерной  $\sqrt{\quad}$ -структурой уменьшения и увеличения периода). На втором шаге каждый из обнаруженных эпизодов подробно анализируется на предмет соответствия его экстрасистоле. Анализ состоит в сравнении фрагмента ЭКГ, содержащего эпизод, с предшествующим фрагментом нормального ритма. Для этого сначала выбирается значение локального периода предшествующего шага  $\tau_N$ , наверняка соответствующего нормальному ритму. Затем строится отрезок длительности  $\tau_N$  с центром в точке, где зафиксировано резкое изменение ритма – соответствующий отрезку фрагмент ЭКГ рассматривается в качестве тестируемого. Примыкающий слева к построенному отрезку отрезок такой же длительности  $\tau_N$  рассматривается как содержащий фрагмент-тест (см. рис. 2). Количественный критерий сравнения анализируемого фрагмента с выбранным тестом состоит в сравнении величины их взаимной невязки с за-

данным порогом. В качестве невязки фрагментов выбрана величина интеграла модуля их разности, нормированная на длительность периода  $\tau_N$ , см. рис. 3. Другими словами, невязка есть средняя по отрезку сравнения абсолютная величина разности значений фрагментов.

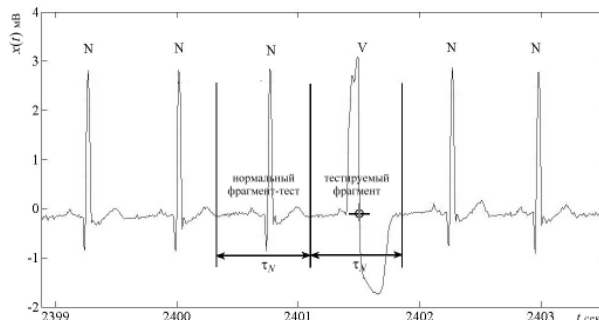


Рис. 2. Отрезок ЭКГ-записи, содержащий экстрасистолу (V) в ряду нормальных QRS комплексов (N). Отмечены примыкающие друг к другу отрезки анализируемого фрагмента и используемого для анализа теста

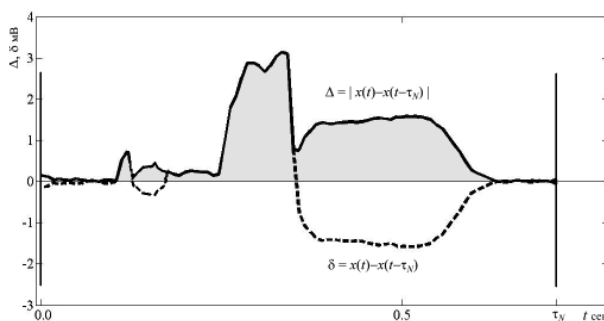


Рис. 3. Разностный сигнал  $\delta$ , полученный вычитанием левого  $\tau_N$  отрезка на рис. 2 из правого, и модуль разностного сигнала  $\Delta$ , нормированная на  $\tau_N$  площадь, под которым (залитая серым цветом) дает величину невязки

Выбор подобного критерия обусловлен следующими соображениями. Поскольку, как было упомянуто, нормальный ритм меняется относительно слабо от сокращения к сокращению, вычитание друг из друга соседних нормальных фрагментов должно скомпенсировать сигналы сердца и оставить только помехи. Последние представляют собой случайный шум практически постоянной малой мощности, равной квадрату выбранной невязки. Если же в анализируемом фрагменте есть экстрасистола, то в силу некоторого ее смещения влево по отношению к положению нормального R-пика вычитание фрагментов не полностью скомпенсирует сигналы от сердца – в разностном сигнале останется заметный пик (и, возможно, провал) от экстраси-

столы, см. рис. 3. На графике на рис. 4 представлены величины невязки, вычисленные на последовательности идущих подряд нормальных фрагментов с расположенной среди них одной экстрасистолой.

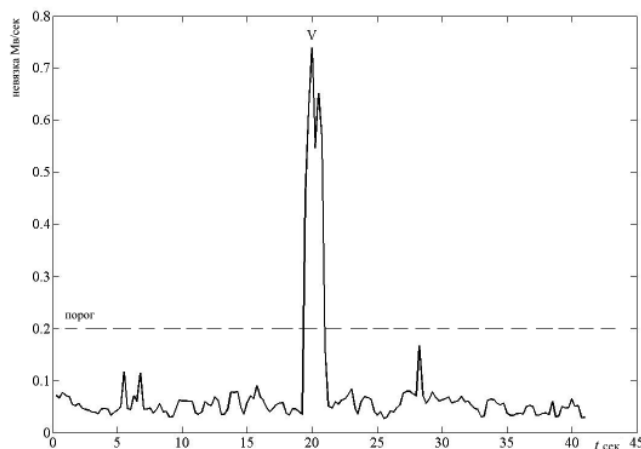


Рис. 4. Зависимость невязки между соседними фрагментами для содержащего экстрасистолу (V) и ряд нормальных QRS-комплексов 40-секундного отрезка ЭКГ. Порог в 0.2 Мв/сек разделяет фон, отвечающий нормальному синусовому ритму, и пик экстрасистолы

Из рис. 4 видно, что соответствующий экстрасистоле максимум невязки заметно выделяется над практически постоянной малой невязкой сопровождающего шума. На основе представленных данных можно определить величину порога критерия. Для данной конкретной записи его целесообразно выбрать, например, по верхушкам фона, равным 0.2 Мв/сек.

Последнее замечание технического характера, касающееся вычислительного алгоритма, состоит в следующем. С тем чтобы не пропустить экстрасистолы, шаг вычисления спектра (1) (вычисления локального периода) должен быть не просто порядка среднего периода сердечного ритма, а заметно меньше.

В наших исследованиях мы пришли к выводу, что шаг в 0.2-0.3 сек. является вполне удовлетворительным для большинства записей.

#### Результаты применения метода

С целью экспериментальной проверки предлагаемого метода нами были обработаны десять двухчасовых ЭКГ-записей из базы данных нормальных синусовых ритмов NSRDB MIT-BIH [8]. Каждая запись содержала данные от двух электродов, частота дискретизации данных — 128 Гц. Поскольку указанная БД рассчитана для использования, в первую очередь, в иссле-

довательских целях, все записи сопровождаются авторскими аннотациями, в которых содержится проверенная вручную информация о моментах появления R-пиков, длительности всех RR-интервалов, зарегистрированные нарушения ритма, включая и экстрасистолы. Обнаруженные с помощью нашего метода моменты резкого нарушения ритма и найденные экстрасистолы сравнивались с аннотацией. Это позволило оценить эффективность работы метода. В табл. 1 в краткой форме суммированы все полученные нами результаты и их сопоставление с аннотированными «объективными» данными. Пометка «выявлено» означает, что при анализе эпизода он был подтвержден как экстрасистола. Пометка «отмечено» означает, что эпизод был обнаружен, но не идентифицирован как экстрасистола.

Как следует из приведенных в таблице данных, вероятность обнаружения экстрасистолы нашим алгоритмом зависит от её типа. Все 7 приведенных в таблице 1 эпизодов типа V (Premature ventricular contraction — желудочковая экстрасистола) были надежно детектированы, а из 9 типа S (Supraventricular premature beat — наджелудочковая экстрасистола) надежно было выявлено только 6. Эпизоды S-типа возможно хуже детектируются потому, что экстрасистола этого типа обычно находится ближе к нормальному сокращению и имеет меньшую амплитуду. Это приводит к тому, что у АКФ имеются два близких по величине максимума — один (меньший по амплитуде) соответствует корреляции между нормальным пиком и экстрасистолой, а другой — между нормальными соседними пиками.

Таблица 1

#### Исследованные записи NSRDB и результат их обработки

№ записи в NSRDB	Аннотир. нарушения	Результат обработки предл. методом	Ложно выявленные экстрасистолы
16265	V1	выявлено	5
	V2	выявлено	
	V3	выявлено	
	V4	выявлено	
16272	—		9
16273	S1	выявлено	10
16420	V1	выявлено	9
	V2	выявлено	
	S1	отмечено	
16483	S1	выявлено	5
	S2	выявлено	
16539	S1	отмечено	6
	S2	отмечено	

16773	S1 S2 S3	выявлено выявлено выявлено	2
16786	V1	выявлено	6
16795	–		24
17052	–		14

Скорость работы алгоритма достаточно высока – на обработку часа записи требуется около 6 минут работы компьютера с частотой процессора 3ГГц.

#### Выводы

В работе показано, что вычислительный алгоритм предложенного метода обнаружения экстрасистолий может в реальном времени (автоматически) эффективно находить в ЭКГ-записях желудочковые экстрасистолы. При первичном обнаружении эпизодов по признаку резкого изменения ритма обнаруживаются все экстрасистолы, но общее число обнаруженных эпизодов превосходит число экстрасистол – в ~10 раз. Последующий анализ каждого из этих эпизодов делает количество правильно детектированных экстрасистол V-типа сравнимым с количеством действительных, однако при этом половина эпизодов, соответствующих экстрасистолам S-типа (наджелудочковые экстрасистолы), отбрасывается вместе с отбракованными эпизодами.

#### Благодарности

Авторы выражают высокую признательность Российскому фонду фундаментальных исследований за финансовую поддержку данной работы в рамках гранта РФФИ N 14-07-00569 А и Министерству образования и науки Российской Федерации, договор № 02.G25.31.0033.

#### Литература

1. Экстрасистолия. Материал из Википедии – свободной энциклопедии [Электр. ресурс]. –

URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Экстрасистолия> (дата обращения: 11.04.2015).

2. Messineo, F. Ventricular ectopic activity: prevalence and risk. // *The American journal of cardiology*. – 1989. – V. 64. – N. 5. – P. 53J–56J.

3. Анциперов В.Е., Обухов Ю.В. Многомасштабный корреляционный анализ и основанное на нем представление сигналов медико-биологического происхождения // Доклады VIII Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ’2008». – Владимир, 2008. – Кн. 1. – С. 180–184.

4. Анциперов В.Е. Многомасштабный корреляционный анализ нестационарных, содержащих квазипериодические участки сигналов // *Радиотехника и электроника*. – 2008. – Т. 53. – № 1. – С. 73–85.

5. Antsiperov, V.E., Nikitov, S.A. Heart rate monitoring based on analytical spectra technique. // *Proceeding of Russian – German (until 2012 – Russian – Bavarian) conference on biomedical engineering*. – S. Petersburg. – 2014. – P. 169-171.

6. Анциперов В.Е., Зернов В.А., Растягаев Д.В. Использование техники аналитических спектров для задач автоматизации мониторинга сердечного ритма. // *Успехи современной радиоэлектроники*. – 2014. – № 8. – С. 28–36.

7. Анциперов В.Е., Забросаев И.В., Зернов В.А. Использование аналитических спектров для задач детектирования сердечного ритма человека // *Вестник Российского нового университета*. – 2014. – № 4. – С. 131–136.

8. Goldberger, AL. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals // *Circulation*. – 2000. – 101(23) : e215 – e220. *Circ. Electronic Pages*: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>.