

УДК 004.383.3

## ДЕТЕКТИРОВАНИЕ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕХНИКИ АНАЛИТИЧЕСКИХ СПЕКТРОВ

В. Е. Анциперов<sup>1</sup>, И. В. Забросаев<sup>1,2</sup>, Д. В. Растягаев<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН

<sup>2</sup> Московский физико-технический институт

<sup>3</sup> Российский новый университет РосНОУ

Статья поступила в редакцию 30 ноября 2015 г.

**Аннотация.** Статья посвящена исследованию и развитию нового метода обработки ЭКГ, основанного на многомасштабном корреляционном анализе и предназначенного, в частности, для обнаружения аритмий. Показано, что для сигнала ЭКГ, рассматриваемого как последовательность импульсов повторяющейся формы, ранее разработанная техника аналитических спектров является эффективным инструментом корреляционного анализа. Вычислительный алгоритм, основанный на этой технике, позволяет выделять сердечный ритм с высокой точностью. В свою очередь, анализ регулярности выделенного ритма позволяет обнаруживать связанные с аритмиями нарушения в работе сердца. В статье обсуждается один из аспектов этой проблемы – задача детектирования экстрасистол. Приведены результаты, полученные при тестировании метода на длительных ЭКГ записях из баз данных MIT-BIH NSRDB и MIT-BIH SADB портала PhysioBank.

**Ключевые слова:** обработка биомедицинских сигналов, анализ ЭКГ, аритмии сердца, детектирование экстрасистол, персональная кардио–диагностика, аналитические спектры.

**Abstract.** 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 methods for arrhythmia detection. It is shown that in case of ECG, where a signal has a form of repeated wave pulses, the instruments previously developed and called the analytic spectra technique are highly effective.

Computational algorithm based on this technique accurately estimates the heart rate. Heart rate estimation allows for building premature beats detection algorithm. The report provides results received in this direction. The results of premature ventricular complexes / supraventricular premature beats detection for long ECG recordings from PhysioBank's MIT-BIH NSRDB and SADB databases are briefly summarized in the last section.

**Key words:** biomedical signals processing, ECG analysis, premature beats detection, computer aided diagnosis, personal medicine, analytic spectra.

## **Введение**

К аритмии сердца относят любые нарушения сердечного ритма (СР), характеризующиеся заметными изменениями частоты и регулярности сердечных сокращений. Термин «аритмия» объединяет различные по механизму, клиническим проявлениям и прогностическому значению нарушения в образовании и проведении сердцем электрического импульса. Наиболее часто регистрируемый вид аритмии это экстрасистолия – несвоевременная деполяризация и сокращение сердца или отдельных его камер (желудочков) [1]. Экстрасистолия часто наблюдаются в сочетании со структурными изменениями сердца, поэтому она сигнализируют о повышенном риске таких заболеваний, как ишемическая болезнь сердца, кардиосклероз, дистрофия и т.д. [2]. Количество экстрасистол в длительных записях ЭКГ (при холтеровском мониторинге) является одним из показателей качества работы сердца.

На сегодняшний день осуществилась реальная возможность создания удобных, компактных, мобильных устройств – гаджетов, контролирующих СР и его нарушения, в том числе в течение длительного времени. В связи с этим возникает задача разработки надежных алгоритмов детектирования и анализа СР, которые обеспечивали бы высокую устойчивость работы устройств в сложных, нестационарных условиях. Данная статья посвящена разработке

такого алгоритма для выделения СР и, кроме того, основанного на нем алгоритма детектирования экстрасистол.

Традиционные методы оценки периода сердечных сокращений основаны, как правило, на пороговом детектировании R-пиков – хорошо выраженных узких максимумов сигнала ЭКГ [3]. Однако методы, основанные на пороговом выделении экстремумов сигнала, экстремумов его производной и т.д. оказываются неустойчивыми в условиях помех, сопоставимых по уровню с величиной сигнала [3]. В отличие от них, предлагаемый ниже метод детектирования СР ориентирован не на характеристики типа отношения сигнал/шум, а на корреляционные связи [4], отражающие внутренне присущую сигналу ЭКГ периодичность. Сразу отметим, что новым в нашем корреляционном подходе является специальная структура оценок автокорреляционных функций (АКФ), допускающая быстрые алгоритмы обработки сигнала ЭКГ. Этого удалось добиться, во-первых, за счет вычисления оценки АКФ на коротких, длительности нескольких СР периодах фрагментах сигнала. А, во-вторых, за счет использования техники аналитических спектров (АС) [4–7]. Техника АС позволяет свести вычисление оценки АКФ к ряду преобразований Фурье, что при реализации их быстрыми алгоритмами БПФ, делает и предлагаемый ниже алгоритм вычисления оценки АКФ также максимально быстрым.

На базе разработанного метода детектирования СР может быть построен алгоритм обнаружения экстрасистол. В основу алгоритма положен поиск таких эпизодов ЭКГ, в которых фрагменты резкого уменьшения и резкого увеличения СР последовательно сменяют друг друга. Подобные эпизоды, как правило, соответствуют последовательно следующим экстрасистоле и связанной с ней компенсаторной паузе – диастоле.

### **Основы метода**

Детектирование нарушений работы сердца в предлагаемом методе основано на выделении сердечного ритма и обнаружении его резких

изменений. Для выделения СР используется основанная на многомасштабном корреляционном анализе (МКА) [4,5] техника аналитических спектров (АСП) [6,7]. МКА и АСП опираются на свойство повторяемости ЭКГ сигнала, выражающейся в повторяемости его так называемых QRS комплексов – совокупности зубцов ЭКГ, связанных с возникающими при возбуждении желудочков сердца биоэлектрическими потенциалами. Поскольку соседние QRS комплексы имеют почти повторяющуюся форму, АКФ сигнала ЭКГ будет максимальна (иметь максимум в виде пика) при сдвиге сигнала относительно самого себя на время между комплексами, т.е. на локальный период их повторений. Отметим, что локальный период может существенно изменяться во времени, более чем на 10%, для разделенных большими промежутками времени моментов.

Для определения текущего (локального) периода  $T_t$  было предложено [4,5] использовать оценку АКФ вида:

$$r_x(t, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(t - t', \tau) x(t' + \tau/2) x(t' - \tau/2) dt' \quad (1)$$

где  $t$  – текущий момент времени,  $\tau$  – переменный масштаб корреляции. Для несмещенной оценки изменяющегося периода  $T_t$  ядро  $\varphi(t, \tau)$  выбирается таким, чтобы носитель ядра, определяющий фактический интервал интегрирования в (1), был бы короче времени существенного изменения периода. В работе [4] для анализа ЭКГ-сигналов предложено использовать симметричное по масштабу  $\tau$  ядро, факторизирующееся в произведение сомножителей:

$$\varphi(t, \tau) = \tilde{\varphi}(t, |\tau|) = N(|\tau|) Q(|\tau|/2 - t) Q(|\tau|/2 + t). \quad (2)$$

В (2)  $N(|\tau|)$  – нормирующий множитель, а функция  $Q(t)$  отлична от нуля только на положительной полуоси. В результате оказывается  $\varphi(t, \tau) = 0$  при  $|t| > |\tau|/2$ . Соответственно, носитель ядра  $\varphi(t, \tau)$  представляет собой область  $|t| \leq |\tau|/2$  и при умеренных масштабах  $\tau$  не превосходит интервалов существенного изменения

периода. Подобные ядра в современной литературе называются ядрами конического типа [8]. Ранее нами было выяснено [7], что для задач выделения ритма в сигналах ЭКГ можно ограничиться простейшими, прямоугольными коническими ядрами:

$$\varphi(t, \tau) = \frac{1}{|\tau|} \theta(|\tau|/2 - t) \theta(|\tau|/2 + t) = \frac{1}{|\tau|} \Pi\left(2 \frac{t}{|\tau|}\right), \quad (3)$$

где  $\Pi(t)$  – индикаторная функция отрезка  $[1, 1]$ ,  $\theta(t)$  – функция Хэвисайда – индикаторная функция положительной полуоси  $[0, \infty)$ .

Для прямоугольного ядра (3) оценка АКФ (1) принимает следующий вид:

$$\begin{aligned} r_x(t, \tau) &= \frac{1}{|\tau|} \int_{t-|\tau|/2}^{t+|\tau|/2} x(t' + \tau/2) x(t' - \tau/2) dt' = \frac{1}{|\tau|} \int_{-|\tau|/2}^{|\tau|/2} x(t' + t + \tau/2) x(t' + t - \tau/2) dt' = \\ &= (\text{при } \tau > 0) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} x_{Ft}(\tau/2 + t') x_{Pt}(\tau/2 - t') dt' = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} x_{Ft}(t'') x_{Pt}(\tau - t'') dt'' \end{aligned} \quad (4)$$

где введены обозначения для локального будущего и локального прошлого сигнала –  $x_{Ft}(t)$  и  $x_{Pt}(t)$ :

$$\begin{cases} x_{Ft}(t') = \theta(t') x(t + t') \\ x_{Pt}(t') = \theta(t') x(t - t') \end{cases} \quad (5)$$

В отношении (4) необходимо сделать следующее замечание. Как отмечено в цепочке вывода, окончательная (нормированная) свертка  $x_{Ft}(t)$  и  $x_{Pt}(t)$  равна исходному выражению  $r_x(t, \tau)$  только при  $\tau > 0$ . При  $\tau < 0$  они не равны: оценка АКФ ввиду симметрии по  $\tau$  является, вообще говоря, некоторой ненулевой функцией, а свертка, как нетрудно заметить, тождественно обращается в ноль. В точке  $\tau = 0$  свертка (4) имеет разрыв: предел слева равен нулю, а справа  $x^2(t)$ .

В работе [7] для повышения робастности метода в условиях сильных помех было предложено использовать сглаженную версию оценки АКФ (1):

$$R_x(t, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} r_x(t, \tau') w_\sigma(\tau - \tau') d\tau', \quad (6)$$

где  $w_\sigma(\tau')$  – некоторая оконная функция, ширины  $\sigma$ . Отметим, что повышая с помощью (6) устойчивость оценок периода, мы можем потерять в их точности. Компромисс в этих взаимно противоречивых требованиях достигается с помощью подбора оптимальной ширины окна  $\sigma$ . Таким образом,  $\sigma$  является параметром метода, величина которого должна подбираться исходя из особенностей конкретного анализируемого сигнала и проводимых измерений (частоты оцифровки, наличие предобработки и т.д.).

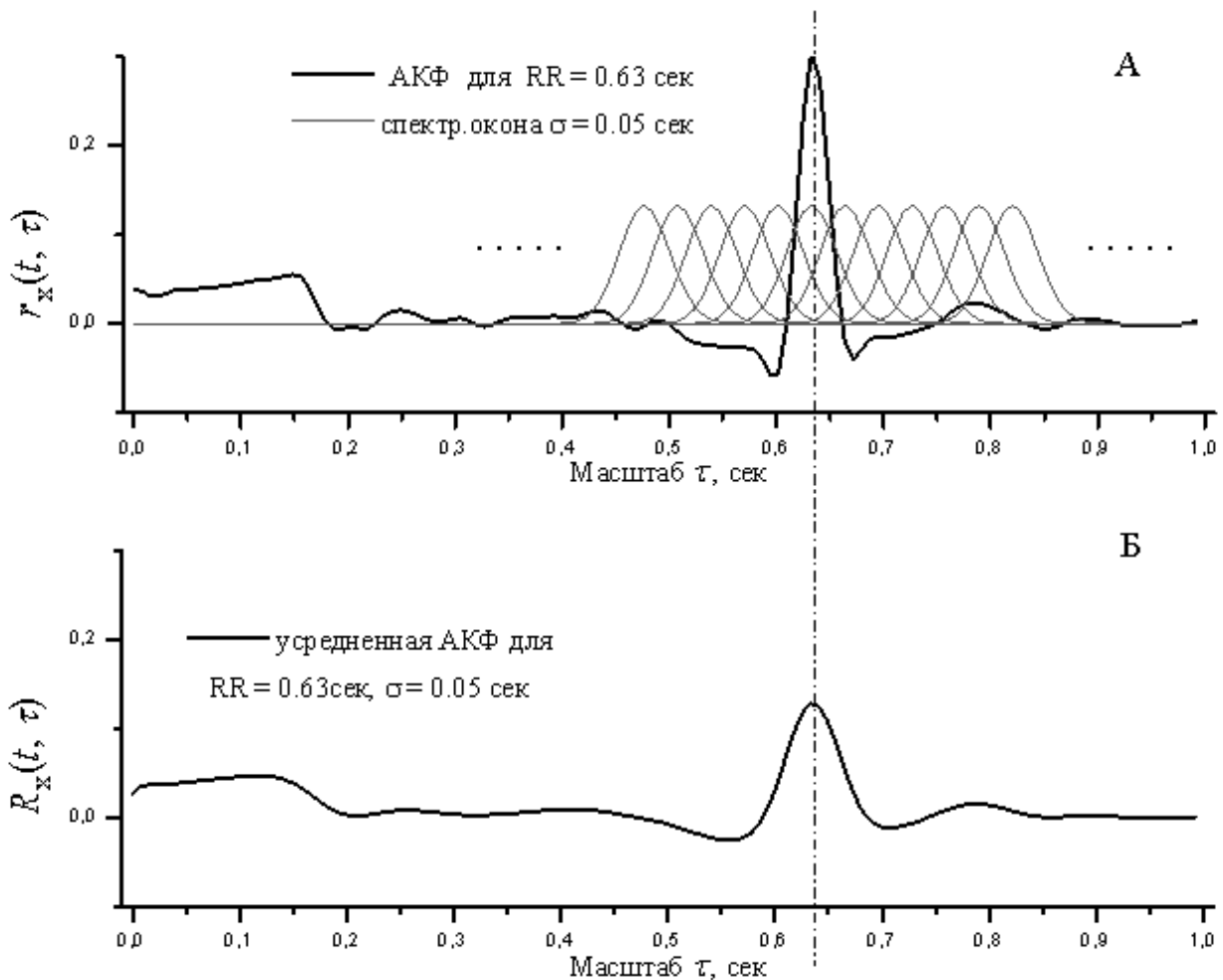


Рис.1 Робастная оценка АКФ: (А) – оценка АКФ (1) сигнала ЭКГ и семейство сглаживающих окон. (Б) – сглаженная окнами семейства оценка АКФ (6).

На рис. 1(А) представлен типичный вид АКФ (1) для ЭКГ сигнала и семейство сглаживающих оконных функций  $w_\sigma(\tau - \tau')$  с  $\sigma = 0.05$  сек и различными  $\tau$ . На рис. 1(Б) представлена сглаженная этими окнами версия АКФ (6). Заметим, что (6) можно интерпретировать как некоторое обобщенное спектральное представление АКФ  $r_x(t, \tau')$  (1) в базисе оконных функций  $w_\sigma(\tau - \tau')$  со “спектральным” параметром  $\tau$ .

Если в (6) подставить выражение (4) то, получим:

$$R_x^+(t, \tau) = \int_0^{+\infty} \frac{w_\sigma(\tau - \tau')}{\tau'} \int_{-\infty}^{+\infty} x_{Ft}(t'') x_{Pt}(\tau' - t'') dt'' d\tau', \quad (7)$$

в котором, ввиду сделанного выше замечания об обращении в ноль при  $\tau < 0$  свертки  $x_{Ft}(t)$  и  $x_{Pt}(t)$ , область интегрирования заменена положительной полуосью. Это ведет к некоторому искажению оценки  $R_x(t, \tau)$  (6), ввиду чего она и переобозначена как  $R_x^+(t, \tau)$ .

Оценка  $R_x^+(t, \tau)$  (7) хорошо аппроксимирует АКФ  $R_x(t, \tau)$  (6) в том случае  $\tau > \sigma > 0$  – когда носитель окна  $w_\sigma(\tau - \tau')$  полностью лежит на положительной полуоси и фактическое интегрирование в обоих выражениях (6) и (7) сводится к положительному носителю. В дальнейшем будем считать, что именно этот случай предполагается для сглаженной оценки АКФ. Тем более, что поведение АКФ нас интересует в области  $\tau \sim T_t$  – периода сигнала, который по предположениям заметно больше  $\sigma$ . Отметим, что в этом случае можно в знаменателе (7) считать  $\tau' \approx \tau$  и переписать выражение для оценки (7) в виде:

$$R_x^+(t, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} w_\sigma(\tau - \tau') \int_{-\infty}^{+\infty} x_{Ft}(t'') x_{Pt}(\tau' - t'') dt'' d\tau'. \quad (8)$$

Поскольку интеграл в (8) является по существу двукратной сверткой, для его вычисления удобно перейти в частотную область. Именно, воспользовавшись теоремой о свертке для преобразований Фурье [8], можно переписать (8) в следующем, более компактном и удобном для анализа виде:

$$R_x^+(t, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} W_\sigma(f) S_{Ft}(f) S_{Pt}(f) \exp(2\pi i f \tau) df, \quad (9)$$

где  $S_{Ft}(f)$  и  $S_{Pt}(f)$  – введенные в работе [6] аналитические спектры локального будущего  $x_{Ft}(t)$  и прошлого  $x_{Pt}(t)$  сигнала:

$$\begin{cases} S_{Ft}(f) = \int_0^{+\infty} x_{Ft}(t') \exp(-2\pi i f t') dt' \\ S_{Pt}(f) = \int_0^{+\infty} x_{Pt}(t') \exp(-2\pi i f t') dt' \end{cases} \quad (10)$$

а весовая функция  $W_\sigma(f)$  есть преобразование Фурье от окна  $w_\sigma(\tau')$ :

$$W_\sigma(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} w_\sigma(\tau') \exp(-2\pi i f \tau') d\tau' \quad (11)$$

Отметим, что функции  $S_{Ft}(f)$  и  $S_{Pt}(f)$  названы аналитическими спектрами по той причине, что определяющие их интегралы (10) допускают аналитическое продолжение с действительной оси частот  $f$  в нижнюю полуплоскость комплексной плоскости.[6]

Если форму сглаживающего окна выбрать в виде плотности гауссова распределения, то и преобразование Фурье от него будет гауссовой формы, так что оценка АКФ, которую мы использовали для выделения локального периода ЭКГ, принимает следующий окончательный вид [7]:

$$R_x^+(t, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp\left(-\frac{1}{2}(2\pi f \sigma)^2\right) S_{Ft}(f) S_{Pt}(f) \exp(2\pi i f \tau) df \quad (12)$$

Численная реализация алгоритма вычисления  $R_x^+(t, \tau)$  (12) сводится, по существу, к прямой замене (10–12) дискретными аналогами и в использовании реализующих их стандартных процедур. Именно, для текущего момента времени  $t$  из его симметричной окрестности размерами  $2\tau_{max}$ , где  $\tau_{max}$  – максимальный анализируемый масштаб АКФ, выбираются отсчеты фрагментов



$x_{Ft}(t)$  и  $x_{Pt}(t)$  (5) – отсчеты  $\tau_{max}$ –локального будущего и  $\tau_{max}$ –локального прошлого сигнала. Затем осуществляются их дискретные преобразования Фурье – дискретные аналоги (10), после чего получившиеся (дискретные) аналитические спектры перемножаются и полученное произведение затем еще раз умножается на весовую функцию  $W_{\sigma}(f) = \exp\{-0.5(2\pi f\sigma)^2\}$ , обычно заранее подготовленную. Нормированное на  $\tau$  обратное преобразования Фурье от взвешенного произведения аналитических спектров даст требуемый результат (12). Блок-схема описанных вычислений приведена на Рис.2.

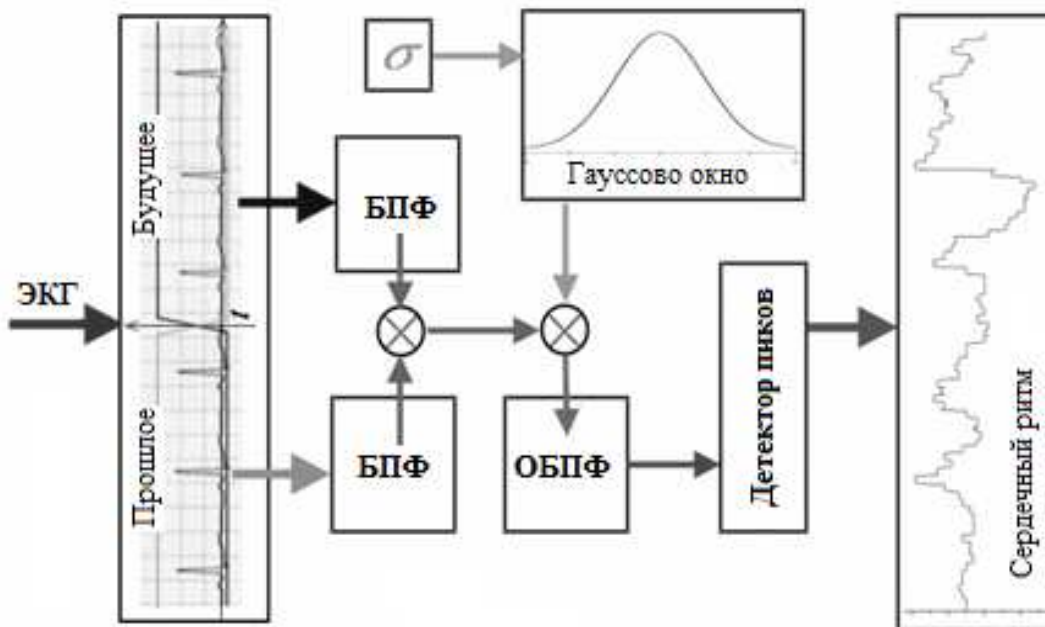


Рис.2. Блок-схема алгоритма вычисления оценки АКФ (12) и последующего детектирования периодов сердечных сокращений.

Как отмечалось во введении, за счет реализации процедур прямого и обратного преобразования Фурье стандартными быстрыми алгоритмами БПФ и ОБПФ [9], алгоритм вычисления  $R^+_x(t, \tau)$  (12), представленный на Рис.2, сам оказывается максимально быстрым.

### Детектирование ритма и экстрасистол

Как отмечалось выше, для получения динамики локального периода сердечных сокращений необходимо определять положение бокового пика  $T_t$

(см. Рис.1) по оценке АКФ (12), формируемой, например, с некоторым временным шагом, меньшим среднего CP периода  $T \sim 1$  сек (см. Рис.2).

Процедура нахождения последовательных локальных периодов  $T_i$  в предложенном нами методе осуществляется рекуррентно. Каждый последующий период находится как максимум АКФ (12) в пределах определяемого предыдущим периодом интервала. Границы этого интервала задаются как вилка в  $\pm 20\%$  от величины предыдущего периода, добавленная к величине самого предыдущего периода. Инициализируется процедура детектирования ритма прямым поиском бокового максимума АКФ в пределах доверительного интервала  $[\tau_{max}/10; \tau_{max}]$ ,  $\tau_{max}$  – максимальный анализируемый масштаб. Если на каком-то шаге значение  $T_i$  приближается к границам доверительного интервала, рекуррентное оценивание останавливается и процедура инициализируется заново.

Метод обнаружения в детектированном ритме эпизодов, соответствующих экстрасистолам, основывается на следующих известных фактах. Форма большинства экстрасистол подобна форме QRS комплексов. Поэтому на АКФ (12) они также проявляются как боковые максимумы, но только расположенные несколько ближе к началу координат, чем максимумы соседних нормальных QRS. В результате, в динамике локального периода  $T_i$  экстрасистолам, как правило, соответствуют фрагменты сначала резкого уменьшения периода, а затем резкого, превосходящего величину текущих нормальных сокращений, увеличения. Последнее обусловлено наличием компенсаторной паузы, как правило, следующей за экстрасистолой. На графике динамики локального периода экстрасистолам соответствует характерный  $\sqrt{\square}$  образный фрагмент – импульс резких сокращения/увеличения периода (см. Рис.3). Таким образом, обнаружение экстрасистол можно свести к обнаружению  $\sqrt{\square}$  эпизодов на фоне относительно плавного изменения самого периода (с не более, чем 5% вариациями между последовательными значениями). На рис.3 представлено двумерное отображение в псевдоцвете оценки АКФ (12), рассчитанной для

содержащей экстрасистолу 10–секундной ЭКГ записи, и график линейной интерполяции динамики локального периода (бокового максимума).

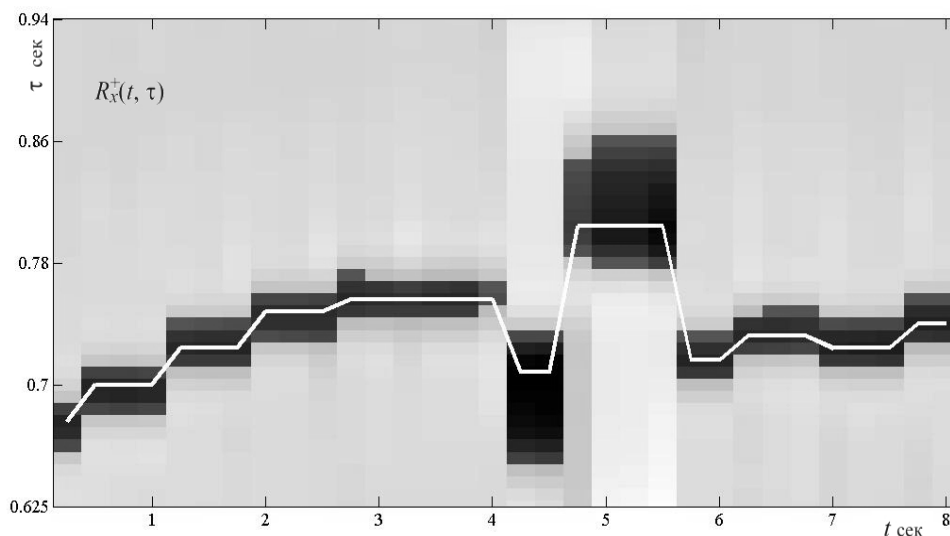


Рис. 3 Двумерное представление в псевдоцвете (min – белый, max – черный) оценки АКФ (12) и график положений бокового максимума (белая линия на дорожке пиков). Фрагмент, соответствующий экстрасистоле, расположен в интервале от 4 до 6 сек.

Для выделения эпизодов резкого изменения сердечного ритма исходная кривая динамики локального периода  $T_i$  (Рис.4(А), синяя кривая) обрабатывалась медианным фильтром с шириной окна  $\sim 2$  с. С его помощью, во–первых, формировалась гладкая версия динамики, которая соответствовала бы случаю только нормального ритма, без коротких, обусловленных экстрасистолами выбросов (Рис.4(А), пурпурная кривая). А во–вторых, формировалась кривая скачков, равная размаху оконной выборки – разности экстремальных порядковых статистик отсчетов сигнала, вычисляемых на каждом шаге помимо медианы (Рис.4(А), салатная кривая). На основе отношения этих двух кривых формировалась третья, представляющая собой безразмерную величину относительной вариации текущего периода  $CP$  – индикатриса скачков (Рис.4(Б)). Очевидно, что на характерных для экстрасистол  $\sqrt{1}$ –образных эпизодах индикатриса скачков достигает

максимальных значений, причем это узкие, имеющие форму острых импульсов, максимумы.

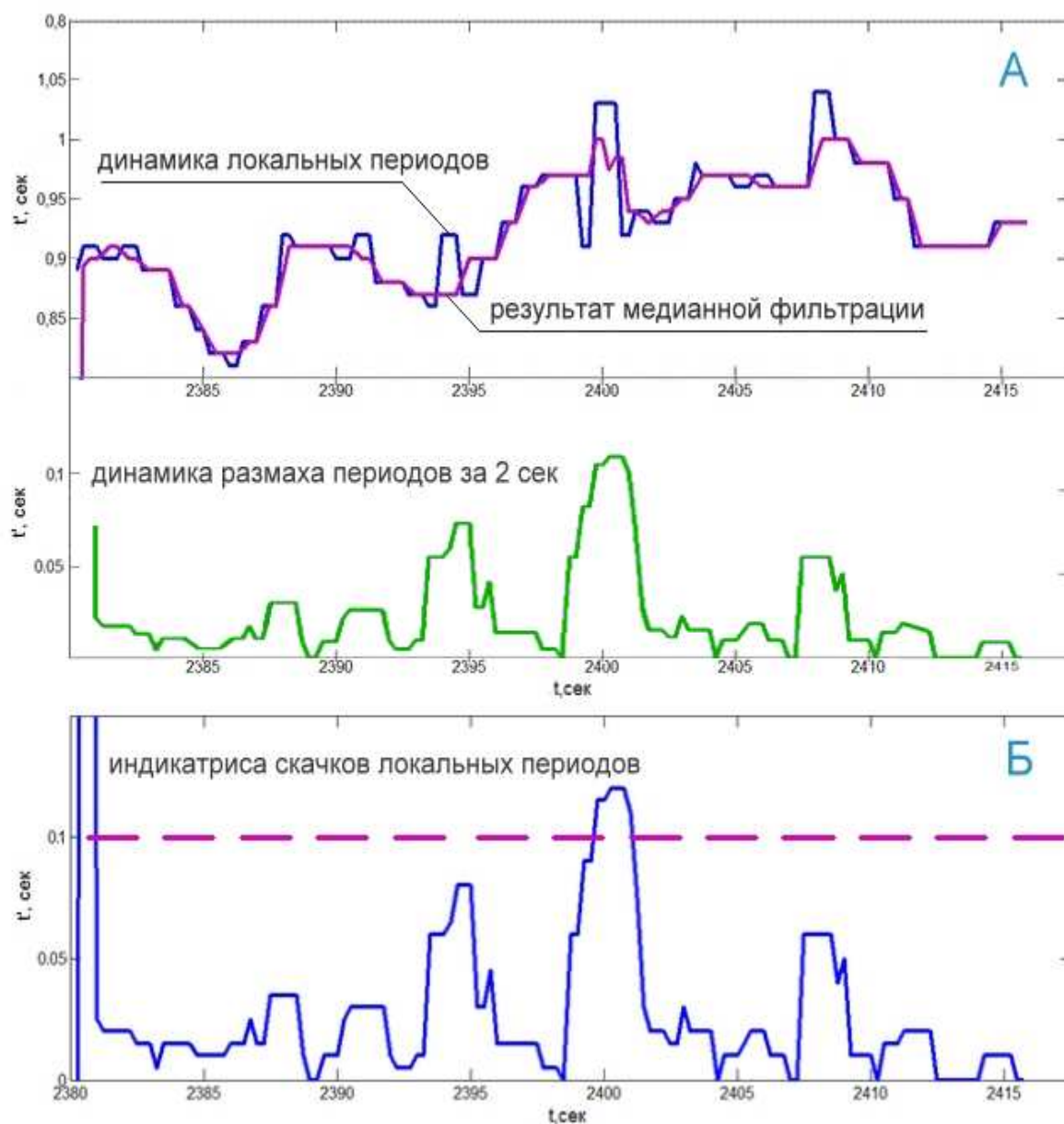


Рис.4. Детектирование extrasистол. (А) Графики динамики локальных периодов СР (синяя кривая) и той же последовательности, обработанной медианным фильтром ширины 2 сек (пурпурная кривая), внизу кривая размаха (салатовая кривая); (Б) График индикатрисы СР скачков.

Для автоматического обнаружения экстрасистол текущие значения индикатрисы скачков подвергались пороговому сравнению. При этом процедура регистрация момента времени появления экстрасистолы была организована вполне аналогично процедуре порогового детектирования R-пиков QRS комплексов [3]. Не останавливаясь на деталях, отметим, что порог в 0.1 единиц (размах периода за 2 сек  $> 10\%$  его среднего значения) оказывается вполне приемлемым для обнаружения экстрасистол, с одной стороны, и для разумного уменьшения ложных регистраций, с другой.

Последнее замечание технического характера касается шага вычислений. Выше отмечено, что шаг, с одной стороны, должен быть заметно меньше среднего периода  $CP T \sim 1$  сек. С другой стороны, шаг не следует быть слишком коротким, поскольку тогда существенно увеличится время вычислений. Многочисленные эксперименты, результаты которых приведены в следующем разделе, показали, что достаточным является шаг в 0.2 – 0.3 сек. Дальнейшее уменьшение шага не ведет к существенному улучшению характеристик алгоритма.

### **Результаты применения метода**

Экспериментальная проверка представленного в работе метода осуществлялась на записях ЭКГ из специально для этих целей подготовленных баз данных NSRDB и SADB MIT-BIH [10], входящих в состав обширного банка медико-биологического данных PhysioBank (<http://physionet.org/physiobank>). База данных NSRDB (Normal Sinus Rhythm Database) содержит длительные ЭКГ-записи пациентов, у которых не было найдено существенных проявлений аритмии. База данных SADB (Supraventricular Arrhythmia Database) содержит относительно короткие (около получаса) записи с явными проявлениями аритмии (главным образом это наджелудочковые (supraventricular) и желудочковые (ventricular) экстрасистолы). Частота дискретизации записей составляет 128 Гц, они содержат данные ЭКГ от двух отведений. Поскольку, как отмечено выше, эти базы данных специально подготовлены для

исследовательских целей, они очень удобны в использовании. Во-первых, все записи и сопровождающая их информация могут быть загружены в формате переменных рабочего пространства Matlab – в формате \*.mat файлов. Во-вторых, помимо собственно ЭКГ данных все записи сопровождаются подробными аннотациями, проверенными специалистами – экспертами. В аннотациях указаны положения всех QRS комплексов (R–пиков) в записях и, соответственно, все RR–интервалы, что задает привязанную к записи динамику локального периода сердечных сокращений. Более того, приведена разметка всех фрагментов нарушения нормального ритма с указанием характера нарушений. Это делает процесс тестирования новых методов обработки ЭКГ исключительно удобным. В частности, все полученные с помощью наших методов результаты сравнивались с аннотациями. Это позволило объективно оценить эффективность работы представленных в данной работе алгоритмов. Всего в ходе тестирования было обработано в общей сложности 20,5 часов ЭКГ, результаты приведены ниже.

Тестирование алгоритмов проводилось в программной среде Matlab. Такой выбор обусловлен большим количеством встроенных инструментов визуализации и математических библиотек, что существенно облегчает и ускоряет процесс модификации и тестирования алгоритмов. Кроме того, на портале PhysioBank имеется большое количество Matlab приложений для доступа к базам данных, к сопровождающей информации, примеров типичных задач графического отображения фрагментов длинных сигналов, включая соответствующие аннотированной разметке фрагменты, и т.д. Часть из предоставленного функционала PhysioBank была использована при тестировании алгоритмов.

Тестирование алгоритма выделения локального периода CP проводилось на записях из базы данных NSRDB. Значения периодов сердечных сокращений, определенных предложенным алгоритмом, сравнивались с величинами аннотированных RR–интервалов. Поскольку в нашем алгоритме период

оценивался с шагом заметно меньшим текущего периода  $CP$  и, соответственно, меньшим длительности  $RR$ -интервалов, для сравнения с вычисленным значением периода бралась длительность того  $RR$ -интервала, на который приходился момент оценивания. Другими словами, вычисленная с достаточно мелким шагом динамика локального периода сравнивалась с кусочно-постоянной интерполяцией аннотированных  $RR$ -интервалов. На Рис.5 приведены результаты подобного сравнения.

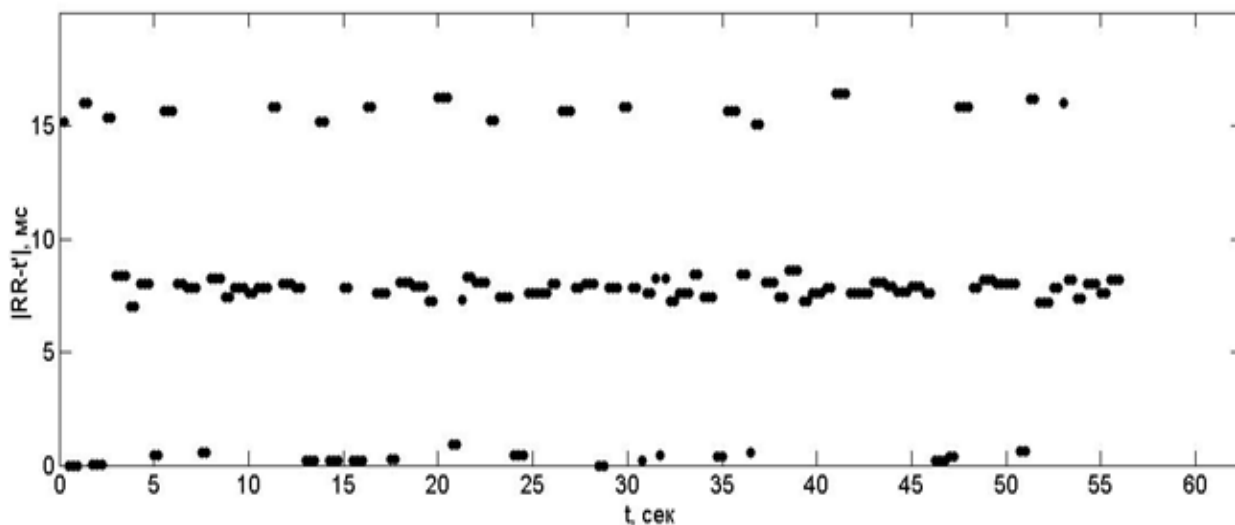


Рис.5. Отклонение динамики алгоритмически вычисленного локального периода  $T_t$  от интерполированной кусочно-постоянной динамики аннотированных  $RR$ -интервалов для минутного фрагмента нормального ритма. По вертикали отложен модуль разности вычисленного периода  $t' = T_t$  и  $RR$  – длительности  $RR$ -интервала.

Как видно из Рис.5, наш алгоритм с достаточно высокой точностью определяет величины периодов в нормальном ритме. С учетом того, что частота дискретизации записи составляет 128Гц., временное разрешение как  $RR$ -интервалов, так и вычисленных по оценке АКФ (12) периодов составляет ~8 мс. Как следует из Рис.5, отклонение вычисленных периодов от аннотированных не превышает 16 мс, что составляет не более двух единиц разрешения. Другими словами, ошибки оценок периода связаны главным образом с дискретизацией сигнала, а не с погрешностями метода, для более плотных ЭКГ записей ошибки будут меньше.

Отмеченные характеристики имеют место на всем объеме обследованных данных. Количественное сравнение вычисленных периодов с RR–интервалами было проведено для десяти записей из NSRDB и оценивалось с помощью относительных отклонений  $\lambda = |t' - RR| / RR \%$ , где  $t'$  – величина вычисленного периода и  $RR$  – длительность RR–интервала. На рис.6 приведен пример гистограммы относительных отклонений  $\lambda$ , соответствующих данным Рис.5.

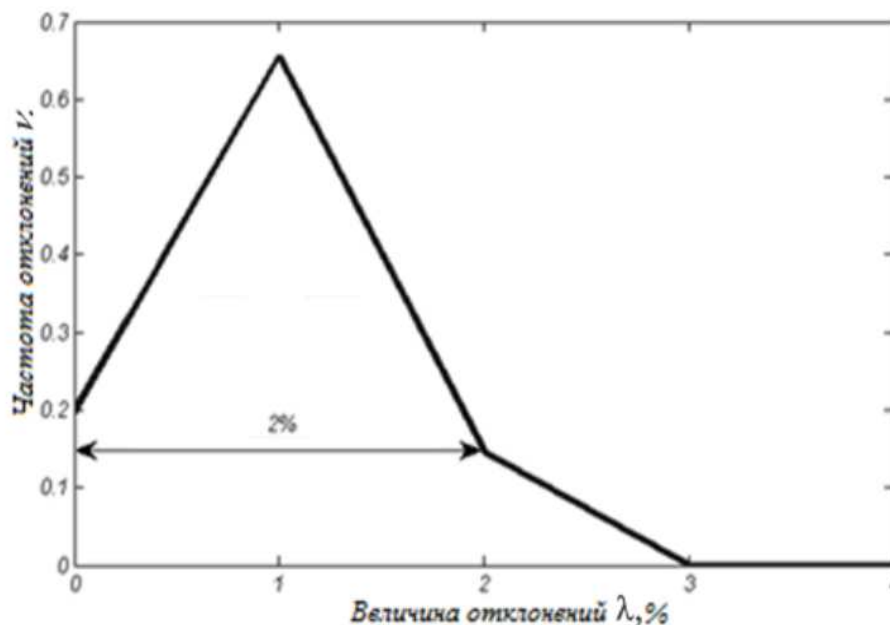


Рис.6. Распределение относительных отклонений  $\lambda$  оценки периодов  $t'$  от длительностей RR–интервалов  $RR$  для минутного фрагмента нормального ритма Рис.5.

Результаты сравнения периодов, полученных с помощью алгоритма детектирования ритма, с аннотированными RR–интервалами для всех десяти записей сведены в Таблицу 1. В таблице указаны параметры выборочных распределений и величина относительных отклонений  $\lambda$ . Как следует из таблицы, средняя относительная точность определения периода сердечных сокращений составляет 1–2%, то есть приблизительно равна точности разрешения по времени, которую допускают исходные данные.



Таблица 1. Распределение отклонения оценки периода от длительности RR–интервалов по записям NSRDB

Номер записи	Мода распределения	Ширина распределения
16265	1%	2%
16273	0%	2%
16240	0%	2%
16483	1%	2%
16539	1%	2%
16773	0%	1%
16786	0%	1%
16795	0%	1%
17052	0%	2%

Отметим, что процедура детектирования ритма, в которой на каждом шаге для оценивания локального периода вычисляются оценки АКФ (12), является самой ресурсоемкой и именно ею определяется скорость работы алгоритмов в целом. Время работы главным образом определяется величиной шага, с которым вычисляются АКФ (12), и величиной максимального масштаба  $\tau_{max}$ , который используется для их вычисления. При тестировании алгоритмов в среде Matlab, на стандартном ПК с процессором Pentium, частоты 2,9 ГГц и при выборе шага вычислений в 0,25 сек и  $\tau_{max}$  в 2 сек, процедура детектирования ритма для часовой ЭКГ записи выполнялась приблизительно 3 минуты. Это же время является приблизительной оценкой времени работы алгоритмов в целом.

При тестировании алгоритма детектирования экстрасистол основное внимание было уделено в первую очередь самым распространенным их типам – желудочковым и наджелудочковым. Тестирование проводилось как на записях базы данных NSRDB, так и на записях из SADB. Экстрасистолы, обнаруженные алгоритмом, сравнивались с аннотациями баз данных. Тестирование показало, что алгоритм достаточно надежно обнаруживает экстрасистолы обоих типов. Из обработанных записей, содержащих 40 желудочковых и 39

наджелудочковых экстрасистол, правильно было обнаружено 36 и 37 из них, соответственно. В Таблице 2 для всех записей приведено полное, согласно аннотации, количество экстрасистол и количество правильно детектированных.

Таблица 2. Полное количество экстрасистол и количество правильно детектированных при тестировании.

Запись	Желудочковые экстрасистолы (в аннотации/из них обнаружено)	Наджелудочковые экстрасистолы (в аннотации/из них обнаружено)
NSRDB 16265	4/4	-
NSRDB 16273	-	1/1
NSRDB 16240	2/2	1/0
NSRDB 16483	-	2/2
NSRDB 16539	-	2/2
NSRDB 16773	-	3/3
NSRDB 16786	1/1	-
SADB 800	6/5	30/30
SADB 801	30/27	-

Следует отметить, что в записях из базы данных SADB часто встречаются такие эпизоды, в которых экстрасистолы следуют подряд одна за другой с интервалом в 1–2 сек. Поскольку предложенный алгоритм основывается на анализе фрагмента сигнала в  $2\tau_{max} \sim 4$  сек, он не может различить сдвоенных экстрасистол, поэтому если обнаруживалась одна из них, то и другая считались обнаруженной. К сожалению, это не позволяет вычислить точное количество экстрасистол, но только частоту их следование в полной записи.

## Выводы

Проведенное тестирование предложенного алгоритма в случае обработки реальных, длительных ЭКГ записей показало высокую точность оценки периода сердечных сокращений, не уступающую точности классических пороговых методов, основанных на выделении R-пика. Тестирование также показало хорошие характеристики при детектировании желудочковых и наджелудочковых экстрасистол (первых было детектировано 36 из 40, а вторых 37 из 39). Кроме того, важнейшим достоинством алгоритма является невысокое требование к вычислительным и временным ресурсам: программа выделяющая сердечный ритм, реализованная в среде Matlab на ПК с процессором частотой 3 ГГц обрабатывает часовые ЭКГ за три минуты. Наконец, последнее по упоминанию, но не по важности обстоятельство состоит в том, что, будучи ориентированными на корреляционную обработку, предложенные алгоритмы являются в гораздо большей степени помехоустойчивыми, нежели классические, основанные на пороговом детектировании R-пиков. Это открывает большие возможности по использованию предложенных алгоритмов в мобильных устройствах.

Потенциально, приведенные выше характеристики разработанного алгоритма позволят применять его в персональных медицинских устройствах, предназначенных для автоматического выделения сердечного ритма и для регистрации распространенных типов экстрасистол. Такие устройства могли бы, например, существенно упростить и сделать более широкой практикой так называемого холтеровского мониторинга [11], который наряду с классической ЭКГ становится сегодня одним из стандартных методов кардио-диагностики.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 14-07-00569 А.

## Литература

1. Экстрасистолия. [Электр. ресурс] // Материал из Википедии – свободной энциклопедии 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. Z. Piotrowski, K. Rózanowski. Robust Algorithm for Heart Rate (HR) Detection and Heart Rate Variability (HRV) Estimation. // Acoustic and Biomedical Engineering, Vol. 118 (2010), No. 1.
4. Анциперов В.Е. Многомасштабный корреляционный анализ нестационарных, содержащих квазипериодические участки сигналов. // “Радиотехника и электроника”. 2008. Т.53. N.1. С.73-85.
5. 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, г.Владимир, Кн. 1, стр. 180-184.
6. Анциперов В.Е. Использование аналитических спектров локального прошлого и будущего сигнала для формирования и анализа билинейных частотно-временных представлений // Доклады 16-й Международной Конференции “Цифровая обработка сигналов и ее применение DSPA-2014”, Москва, 2014, т.1, стр. 113-117.
7. Анциперов В.Е., Зернов В.А., Растягаев Д.В. Использование техники аналитических спектров для задач автоматизации мониторинга сердечного ритма. // Успехи современной радиоэлектроники. 2014. N.8. С. 28-36.
8. Time-frequency analysis: concepts and methods. Edited by F. Hlawatsch and F. Auger. // GB and US: ISTE Ltd and John Wiley & Sons, Inc., 2008.
9. Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. // М.: Мир, 1989.
10. Goldberger AL., Amaral LAN., Glass L., Hausdorff JM., Ivanov PCh. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. [Электронный ресурс] // Circulation 101(23):e215-e220, 2000 (June 13) URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>; (дата обращения: 24.04.2015).
11. Суточное мониторирование ЭКГ. [Электр. ресурс] // Материал из Википедии – свободной энциклопедии URL: [https://ru.wikipedia.org/wiki/Суточное\\_мониторирование\\_ЭКГ](https://ru.wikipedia.org/wiki/Суточное_мониторирование_ЭКГ) (дата обращения: 11.04.2015).