

ИНФОРМАЦИОННЫЕ И ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ

УДК 004.9

В.Е. Анциперов¹
И.В. Забросаев²
В.А. Зернов³

V.E. Antsiperov
I.V. ZabrosaeV
V.A. Zernov

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АНАЛИТИЧЕСКИХ СПЕКТРОВ ДЛЯ ЗАДАЧ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ЧЕЛОВЕКА⁴

ANALYTICAL SPECTRA APPLICATION FOR DETECTING HUMAN HEART RATE

В работе обсуждается предложенный авторами новый метод мониторинга сердечного ритма. Метод основан на технике аналитических спектров для анализа широкополосных импульсных сигналов. Приведены результаты тестирования метода на реальных ЭКГ записях, обсуждаются его скоростные, робастные, точностные характеристики. Произведено сравнительное сопоставление предложенного метода с другими известными подходами, обсуждаются его преимущества и недостатки.

Ключевые слова: анализ биомедицинских сигналов, мониторинг сердечного ритма, частотно-временные и корреляционные методы, аналитические спектры, обработка широкополосных импульсных сигналов.

The paper is devoted to the new heart rate detection method. The method suggested exploits the analytical spectra technique for wideband impulse signals analysis. The results of the method testing on the real ECG are presented. High-speed, robust and accuracy characteristics of the algorithmic realization are discussed. Following from comparison with the well-known analogues advantages and disadvantages of the method are presented.

Keywords: biomedical signal analysis, heart rate monitoring, time-frequency and correlation methods, analytical spectra, wideband impulse signals processing.

Введение

Контроль сердечного ритма (СР) широко используется в медицине при разнообразной диагностике – при контроле состояния па-

¹ Кандидат физико-математических наук, доцент кафедры прикладных информационных технологий Московского физико-технического института, ведущий научный сотрудник ИРЭ им. В.А. Котельникова.

² Студент Московского физико-технического института.

³ Доктор технических наук, профессор, ректор НОУ ВПО «Российский новый университет».

⁴ Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 14-07-00569 А.

циентов в клиниках, выявлении заболеваний сердечно-сосудистой системы, оценивании физиологического состояния людей, в частности спортсменов, в экстремальных ситуациях и т.д. Параметры изменчивости СР [1] позволяют оценивать функциональное состояние человека, получать информацию об адаптационных резервах организма и дают возможность предугадать сбой в работе сердечно-сосудистой системы.

Хорошей новостью является то, что на сегодняшний день появилась реальная возможность создания удобных мобильных устройств – гаджетов, контролирующих сердечный ритм, в том

числе в течение длительного времени. В связи с этим возникают задачи разработки таких анализирующих СР алгоритмов, которые бы обеспечили высокую надежность работы этих устройств в нестационарных условиях.

Цель данной статьи – представить результаты работы новых робастных алгоритмов оценивания периода сердечных сокращений, разработанных нами на основе автокорреляционного анализа (АК) сигналов ЭКГ, и сравнить их с классической оценкой сердечного ритма по RR-интервалам (временным интервалам между R-пиками в сигнале ЭКГ, связанными с последовательными сокращениями сердца, см. рис. 1).

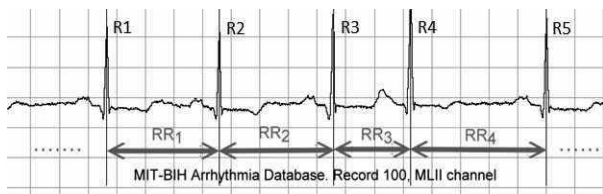


Рис. 1. Вид типичного сигнала ЭКГ нормального синусового ритма из MIT-BIH Database [2] с размеченными R-пиками и аннотированными RR-интервалами

Обобщенный спектр АКФ сигнала

Ранее нами было показано [3; 4; 5], что хорошим методом оценивания периода сердечных сокращений является оценка положения первого бокового по масштабу τ максимума у текущего (на момент времени t) обобщенного спектра $R_x(t, \tau)$ автокорреляционной функции (АКФ) сигнала ЭКГ $x(t)$ (см. рис. 2):

$$R_x(t, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} w(\tau, \tau') r_x(t, \tau) d\tau', \quad (1)$$

где $w(\tau, \tau')$ – параметризованное «индексом» τ семейство спектральных компонент, $r_x(t, \tau)$ – введенная в [3; 4] симметризованная оценка АКФ $r_x(t, \tau)$:

$$r_x(t, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{t-\tau/2}^{t+\tau/2} x(v + \tau/2) x(v - \tau/2) dv. \quad (2)$$

Для сигнала ЭКГ, представляющего собой широкополосный импульсный процесс (см. рис. 1), в качестве спектральных компонент $w(\tau, \tau')$ целесообразно выбрать набор узких оконных функций вида, представленного на рис. 2.

В работе [6] было показано, что удобным для численной реализации спектральным базисом $w(\tau, \tau')$ является семейство перепараметризованных посредством $\theta = \sigma^2 / \tau$, $\alpha = (\tau / \sigma)^2$ гамма-распределений вида:

$$w_\sigma(\tau', \tau) = \frac{1}{\Gamma(\alpha + 1) \theta} \left(\frac{\tau'}{\theta} \right)^\alpha \exp\left(-\frac{\tau'}{\theta}\right), \quad \tau' > 0, \quad (3)$$

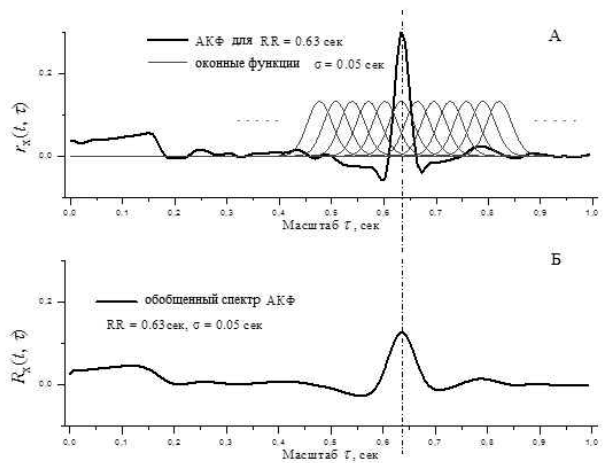


Рис. 2. Обобщенный спектр АКФ сигнала ЭКГ; А) симметризованная оценка АКФ и набор узких оконных функций длительностью 0.05 сек; Б) результирующий обобщенный спектр с базисом из оконных функций

где σ – параметр метода, задающий ширину спектральных окон.

После подстановки (3) в (1) и ряда преобразований получаем, что в разумной для рассматриваемого случая асимптотике $\tau / \sigma \gg 1$ обобщенный спектр АКФ (1) принимает следующий простой для реализации вид [4]:

$$R_x^+(t, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp(2\pi i f \tau) \cdot \exp\left(-\frac{1}{2}(2\pi\sigma f)^2\right) \rightarrow S_{F_t}(f) S_{P_t}(f) df, \quad (4)$$

где $S_{F_t}(f)$ и $S_{P_t}(f)$ – аналитические спектры локальных будущего и прошлого сигналов:

$$\begin{cases} S_{F_t}(f) = \int_0^{+\infty} x(t+t') \exp(-2\pi i f t') dt' \\ S_{P_t}(f) = \int_0^{+\infty} x(t-t') \exp(-2\pi i f t') dt'. \end{cases} \quad (5)$$

Можно показать [5; 6], что в каждый момент времени t обобщенный спектр АКФ (4) представляет собой сглаженную АКФ (2) с выраженными боковыми максимумами, положения которых соответствуют одному, двум, трем и так далее периодам сигнала. Положение первого максимума можно выбрать в качестве оценки текущего периода сердечных сокращений (обратную величину – в качестве оценки частоты сокращений, текущего СР).

Алгоритм

Численная реализация алгоритма вычисления спектра (4) сводится к вычислению взвешен-

ного гауссовым окном произведения аналитических спектров (5) и последующему (обратному) преобразованию Фурье. Аналитические спектры (5), в свою очередь, находятся в результате Фурье-преобразования сигналов локального будущего $x(t+t')$ и прошлого $x(t-t')$. Отметим, что при вычислении аналитических спектров (5) и обобщенного спектра (4) можно использовать относительно небольшую временную базу – симметричный относительно текущего момента времени интервал длительности порядка пары периодов. Если при вычислениях (4) и (5) использовать алгоритмы быстрого преобразования Фурье (БПФ), то и весь алгоритм вычисления спектра окажется быстрым.

Как только спектр (4) для момента времени t найден, определяется положение его первого по параметру τ бокового максимума (максимальная компонента обобщенного спектра). На рис. 3 приведена блок-схема работы алгоритма в целом:

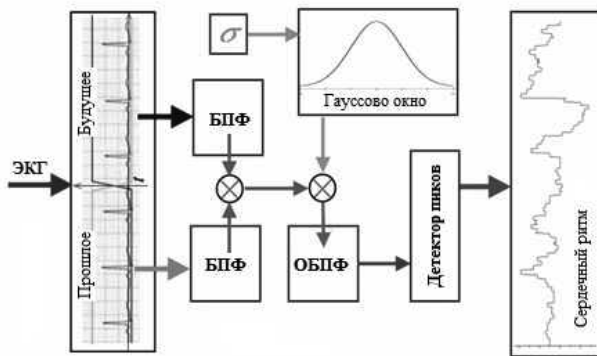


Рис. 3. Блок-схема алгоритма вычисления оценок периодов сердечных сокращений на основе корреляции аналитических спектров (5)

Результаты

Для тестирования предложенного алгоритма нами была выбрана хорошо аннотированная база данных ЭКГ записей MIT-BIH с нормальными синусными ритмами (NSRDB) [2]. Она включает записи ЭКГ у пациентов без существенных отклонений от нормы. Каждая запись сопровождается аннотацией, включающей, в том числе, и выполненную автоматически и скорректированную вручную разметку R-пиков. Поскольку это позволяет сопоставить вычисляемые оценки текущего периода со значениями соответствующих RR-интервалов, записи NSRDB идеально подходят для апробирования алгоритмов автоматического контроля сердечного ритма. В данной работе, например, вычисление спектра (4) и оценка текущего периода проводилась в указан-

ных в разметке точках R-пиков. Каждая запись NSRDB содержит два отведения, частота дискретизации составляет 128 Гц.

Записи из NSRDB обрабатывались в среде MatLab с использованием стандартных процедур быстрого преобразования Фурье $\text{fft}(\dots) / \text{ifft}(\dots)$.

Приведем для начала результаты обработки минутного фрагмента реальной ЭКГ записи (record NSRDB/16265). На рис. 4 в графическом виде представлены результаты вычисления обобщенного спектра АКФ $R_x^+(t, \tau)$ (4) со следующими параметрами:

1) максимальное значение масштаба (соответствующее длительности сигналов локальных будущего и прошлого) $\tau = 2$ сек;

2) показатель экспоненты оконной функции в (4) $\sigma = 8$ мсек.

Величина длительности полного интервала обработки в 4 сек важна для корректной работы алгоритма: с одной стороны, интервал в $4 \text{ сек} / 2 = 2$ сек охватывает диапазон возможных значений периода сердечных сокращений (для прошлого и для будущего), а с другой – $4 \text{ сек} \times 128 \text{ Гц} = 512$ отсчетов составляет степень двойки для быстрых процедур преобразования Фурье.

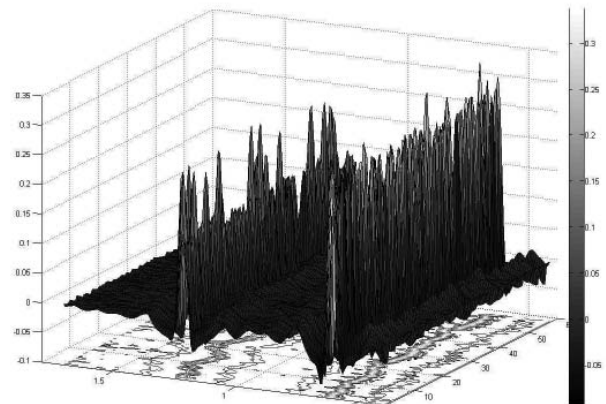


Рис. 4. Результат вычисления обобщенного спектра АКФ (4) минутного фрагмента записи ЭКГ в среде MatLab. По вертикали отложены значения $R_x^+(t, \tau)$, по горизонтали отложен масштаб τ , в глубину – время t . В проекции на координатную плоскость $\tau - t$ обобщенный спектр представлен в псевдоцвете

Результаты нахождения положений первого бокового максимума спектра (4) представлены на рис. 5. Рис. 5 представляет собой обобщенный спектр в псевдоцвете (рис. 4), на фоне которого изображен график найденных положений первого бокового максимума спектра. Для выделения именно первого бокового максимума использовалось предположение, что соседние

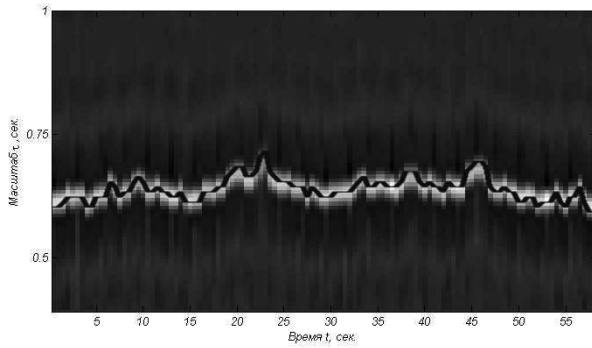


Рис. 5. Проекция представления $R_x^+(t, \tau)$ (рис. 4) на координатную плоскость $\tau - t$ и график положений первого бокового максимума (тёмная линия на дорожке пиков)

периоды сердечных сокращений отличаются не более чем на 30%. Поэтому положение последующего максимума искалось в пределах не более 30% отклонения от предыдущего.

На основе приведенных выше результатов оценивался период сердечных сокращений посредством нахождения положений первого бокового максимума спектра. Качество оценивания определялось по отклонениям значений найденных периодов от длительности RR -интервалов в точках R -пиков (рис. 6).

Поскольку частота дискретизации записей составляет 128 Гц, соответствующий временной интервал в 8 мсек между последовательными отсчетами данных можно рассматривать как точность определения моментов времени событий. На рис. 6. видно, что отклонение вычисленных периодов от RR -интервалов не превышает

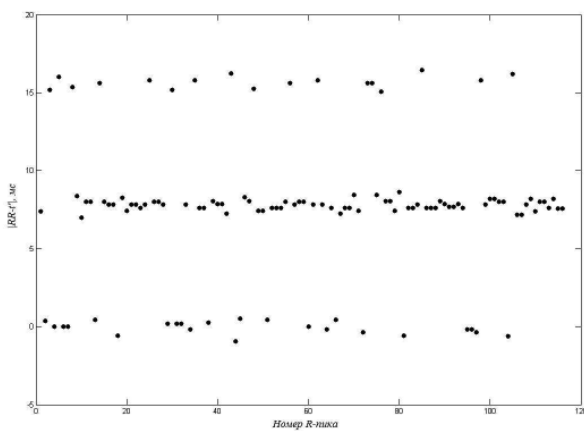


Рис. 6. Отклонение оценки периода от длительности RR -интервалов. По вертикали отложен модуль разности оценки периода и длительности RR -интервала в мсек. (t' -оценка периода). По горизонтали номер R -пика

16 мсек, то есть составляет не более двух точностей измерения. Наличие трех ярко выраженных уровней в 0 мсек, 8 мсек и 16 мсек связано, по-видимому, с тем, что как значения RR -интервалов, так и оценки периодов заданы с точностью дискретизации 8 мсек. Отсюда следует вывод, что ошибки оценок периода связаны, в основном, с частотой дискретизации сигнала и потенциально могут быть уменьшены при увеличении последней.

Для количественной меры оценивания использовалась статистика относительных отклонений значений найденных периодов от длительности RR -интервалов:

$$\lambda = \frac{|t' - RR|}{RR}, \quad (6)$$

где t' -оценка текущего периода, а RR – длительность RR -интервала. Выборочное распределение статистики относительных отклонений оценок периодов от RR -интервалов в точках R -пиков (распределение λ), построенное на основе вышеприведенных данных (рис. 6), графически представлено на рис. 7.

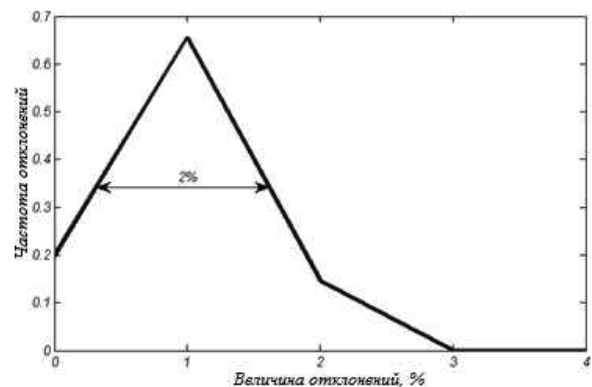


Рис. 7. Распределение относительных отклонений оценки периодов от длительностей RR -интервалов λ (6)

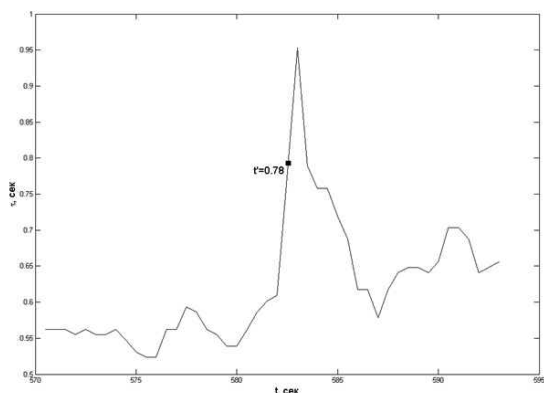
По описанной выше на примере обработки минутного фрагмента ЭКГ методике было обработано девять часовых фрагментов разных ЭКГ записей из базы данных NSRDB [2]. Спектр (4) вычислялся в каждом R -пике, то есть приблизительно каждые 0,5–0,7 сек при таких же значениях параметров τ и σ , что и в приведенном примере. Результаты сравнения периодов, полученных при работе алгоритма, с длительностями соответствующих RR -интервалов сведены в табл. 1, где указаны параметры выборочных распределений относительных отклонений λ (6) (см. рис. 7).

Таблица 1

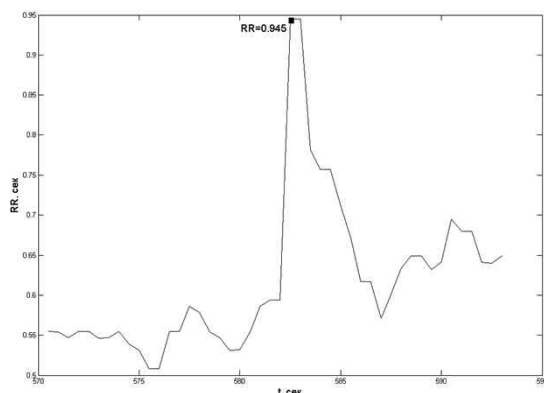
Параметры распределений отклонения оценки периода от длительности *RR*-интервала

Номер записи	Центр выборочного распределения	Ширина выборочного 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%

Как видно из табл. 1, алгоритм определяет период с относительной точностью 1–2%, причем эта ошибка, как было отмечено выше, скорее всего, связана с заданной частотой дискретизации записей. Следует, однако, отметить, что при резких изменениях ритма оценка периода может значительно отличаться от длительности соответствующего *RR*-интервала (рис. 8):



А



Б

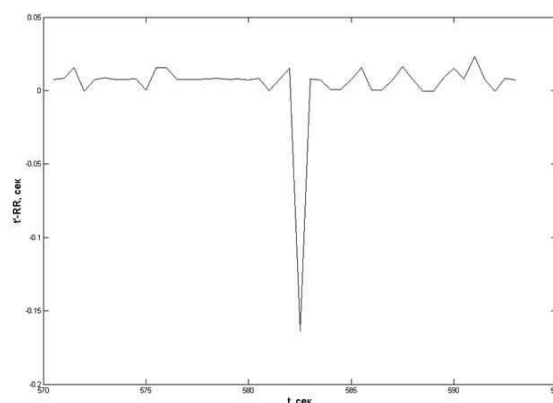


Рис. 8. Запись 16265, фрагмент 570–595 сек.

А) оценка периода;

Б) длительность *RR*-интервалов;В) отклонение оценки периода от длительности *RR*-интервалов

На рис. 8 мы видим, что при резком изменении ритма период может определяться с существенной ошибкой по отношению к длительности *RR*-интервала. В данном случае при резком замедлении ритма (увеличении периода) оценка периода оказывается на 150 мсек меньше длительности соответствующего *RR*-интервала. Впрочем, сам факт резкого изменения ритма обнаруживается алгоритмом достаточно убедительно, хотя момент его появления может определяться с некоторой ошибкой, порядка вариабельности ритма, что и является определяющим для диагностики нарушений.

Последний результат касается скорости работы алгоритма. Она в основном определяется величиной интервала обработки, который используется для расчета спектра, и шагом между последовательными точками, в которых он вычисляется. При весьма скромных требованиях к вычислительным ресурсам – стандартный ПК (Pentium, 2,9 ГГц.), при достаточных для точности оценивания шаге 0,5 сек и перекрывающихся интервалах обработки длительностью 4 сек для часовых ЭКГ записей время работы алгоритма, составляет менее одной минуты.

Выводы

Основываясь на приведенных выше результатах, можно заключить следующее. Детектирование сердечного ритма человека осуществляется предложенным нами алгоритмом не хуже, чем его определение стандартными методами, основанными на обнаружении *R*-пиков (например Пана – Томпкинса [1]). Точность оценки периода сердечных сокращений составляет около 1/10 вариабельности сердечного ритма, причем даже

на ЭКГ-записях часовой протяженности почти не наблюдается отклонений, превышающих этот порог. Также достоинством алгоритма является то, что он является быстрым, его скорости достаточно для детектирования сердечного ритма в реальном времени.

Литература

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов : практический подход / пер. с англ.; под ред. А.П. Немирко. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007.
2. http://physionet.org/physiobank/database/nsrdb_Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. // *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000.
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. 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». – М., 2014. – Т. 1. – С. 113–117.
6. 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. – Pp. 169–171.