



УДК 612.171.1

И. О. Хохлов, А. Н. Калиниченко

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Алгоритм предсказания параметров кардиокомплексов ЭКГ для помехоустойчивого обнаружения R-зубца

Рассматривается проблема обнаружения сердечных сокращений на электрокардиограммах при высоком уровне помех. Исследуются методы предсказания RR-интервалов и амплитуд QRS-комплексов при регистрации ЭКГ. Предложены алгоритмы предсказания и осуществлена оценка работы алгоритмов.

Автоматический анализ ЭКГ, последовательность RR-интервалов, методы предсказания

Широкое распространение аппаратов мобильной связи в быту, а также дополнительных устройств к ним позволяет регистрировать электрокардиограммы (ЭКГ) в домашних условиях. Обычно в них используются упрощенные методы съема, для которых характерно относительно невысокое качество ЭКГ [1]. Это проявляется в виде локальных искажений, вызванных недостаточным контактом электродов, мышечной и дыхательной активностью. Если использовать только одно отведение ЭКГ, то у части пациентов в силу особенности положения электрической оси сердца наблюдается низкоамплитудный сигнал, сопоставимый с уровнем помех. Поэтому необходимы надежные алгоритмы обработки сигнала, адаптированные к указанным условиям.

Исследование параметров кардиокомплексов ЭКГ. Часто используемые упрощенные алгоритмы обнаружения сердечных сокращений при высоком уровне помех дают большой процент ошибок [2]. Одним из путей решения этой проблемы является использование контекста сигнала, в частности – закономерности в последовательности RR-интервалов (интервалы времени между сокращениями сердца) [3] и амплитуд QRS-комплексов ЭКГ. В данной работе на наборе реальных записей ЭКГ были исследованы различные математические методы предсказания RR-интервалов и амплитуд QRS-комплексов с точки зрения минимизации ошибки предсказания.

В ходе исследования были использованы 19 записей ЭКГ в норме (нарушения сердечного ритма отсутствуют), регистрируемых в течение 5 мин с частотой дискретизации 1000 Гц, а также данные со значениями RR-интервалов для каждой записи. Из исходных данных были получены значения амплитуд QRS-комплексов.

Рассматривались следующие методы предсказания интервалов и амплитуд по известным значениям:

- линейная экстраполяция;
- параболическая экстраполяция;
- кубическая экстраполяция;
- скользящее усреднение;
- медианное усреднение;
- предсказание на основе авторегрессионной (АР) модели (коэффициенты модели вычисляются по методам: метод Берга, метод Юла–Уокера, модифицированный ковариационный метод).

Методы параболической и кубической экстраполяции, а также предсказание на основе АР-модели по методу Юла–Уокера и модифицированному ковариационному методу показали на предварительном этапе исследования существенно худшие результаты, а потому не рассматриваются в дальнейшем.

В качестве критериев оценки качества использовались относительная ошибка предсказания и средняя ошибка. Исследовалась зависимость ошибок от числа значений N , используемых для предсказания. Графики полученных зависимостей ошибок предсказания RR-интервалов

и амплитуд QRS представлены на рис. 1 и 2 соответственно. Для предсказания RR-интервалов наилучшие результаты продемонстрировал метод

на основе AP-модели (по методу Берга), а для предсказания амплитуд QRS-комплексов – медианное усреднение.

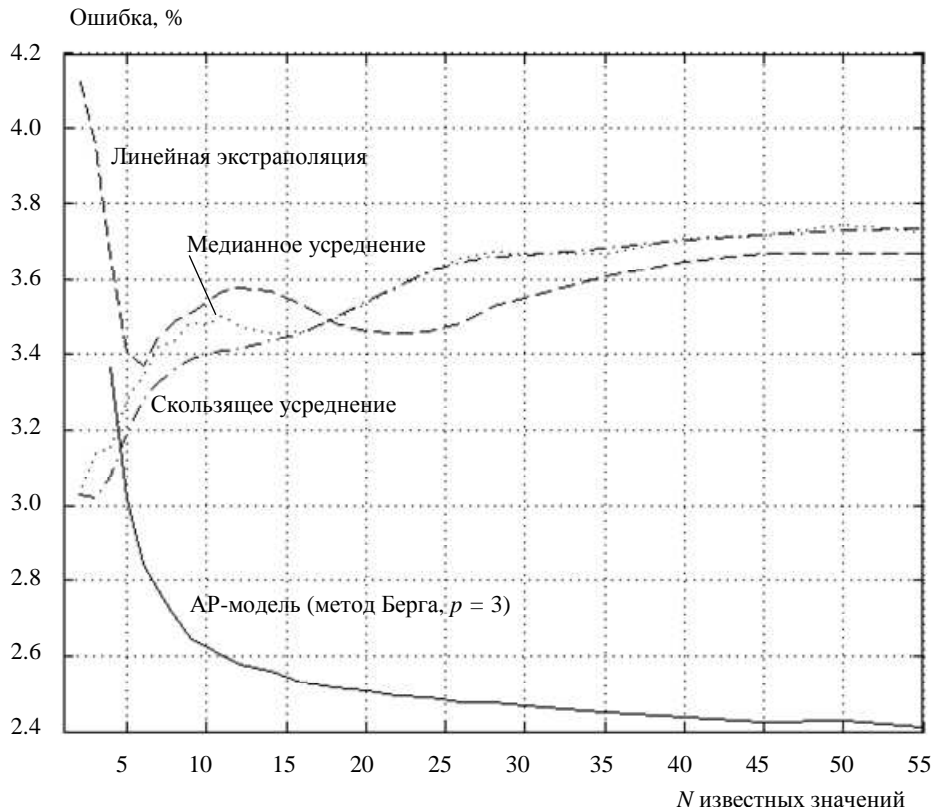


Рис. 1

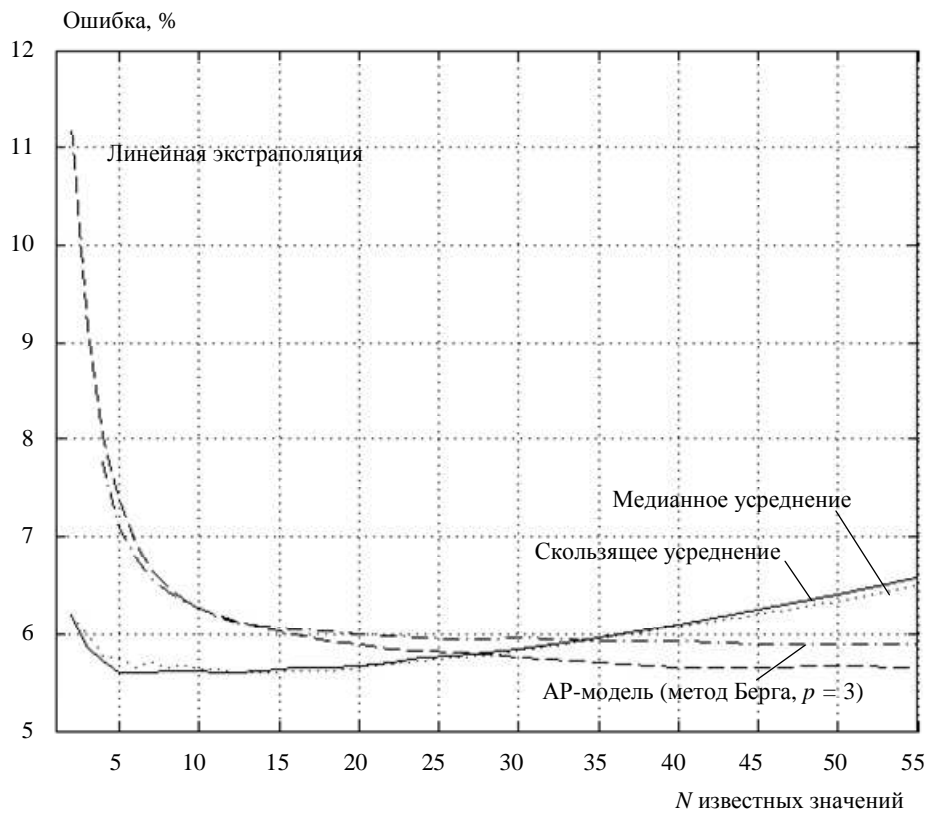


Рис. 2

Выбор размера фрагмента N основывается на компромиссе между качеством предсказания и скоростью реакции на изменение характера процесса. При малых значениях N высока ошибка предсказания, при слишком больших значениях проявляется сглаживающий эффект, который влияет на результат предсказания, так как не учитывается динамика процесса. Для предсказания амплитуд QRS-комплексов с использованием медианного усреднения был выбран размер фрагмента $N = 12$.

Точность предсказания на основе AP-модели зависит от порядка модели, а потому была исследована зависимость ошибки предсказания RR-интервалов от размера фрагмента N при различных порядках AP-модели. На рис. 3 приведен график этой зависимости. Исходя из полученных результатов с учетом вышеупомянутых обстоятельств были выбраны параметры модели: размер фрагмента $N = 30$, порядок модели $p = 4$.

В предложенном методе не учитывается возможность наличия в сигнале нарушений сердечного ритма, а также помех в ЭКГ-сигнале (недоверенные RR-интервалы). Поэтому необходимо дополнить его процедурами, которые позволяют избежать полученных ошибочных значений в этих ситуациях. Для исключения влияния «вы-

бросов» (экстремально малых или больших значений RR-интервалов) на результат предсказания предложено использовать медианное усреднение.

Алгоритм предсказания RR-интервалов работает в режиме реального времени и по мере накопления известных значений выдает предполагаемое значение будущего RR-интервала. Блок-схема алгоритма приведена на рис. 4. В алгоритме реализован буфер по принципу очереди размером $L = 30$ элементов. До тех пор, пока в буфере не накопится определенное число интервалов (Q – текущее количество значений), используется медианное усреднение. Затем алгоритм переходит к предсказанию на основе AP-модели. Каждый вновь поступивший RR-интервал подвергается проверке путем сравнения с оценкой, полученной в результате вычисления медианы по предыдущим RR-интервалам. Если относительная разница между предполагаемой оценкой и реальным значением больше некоторого порога, то интервал отмечается как недоверенный и в дальнейшем при расчетах прогноза используется значение этой оценки. Чтобы определить значение порога [%], на имеющемся наборе записей ЭКГ вычисляется относительная разница соседних RR-интервалов:

$$\delta = \frac{RR_i - RR_{i-1}}{RR_{i-1}} 100,$$

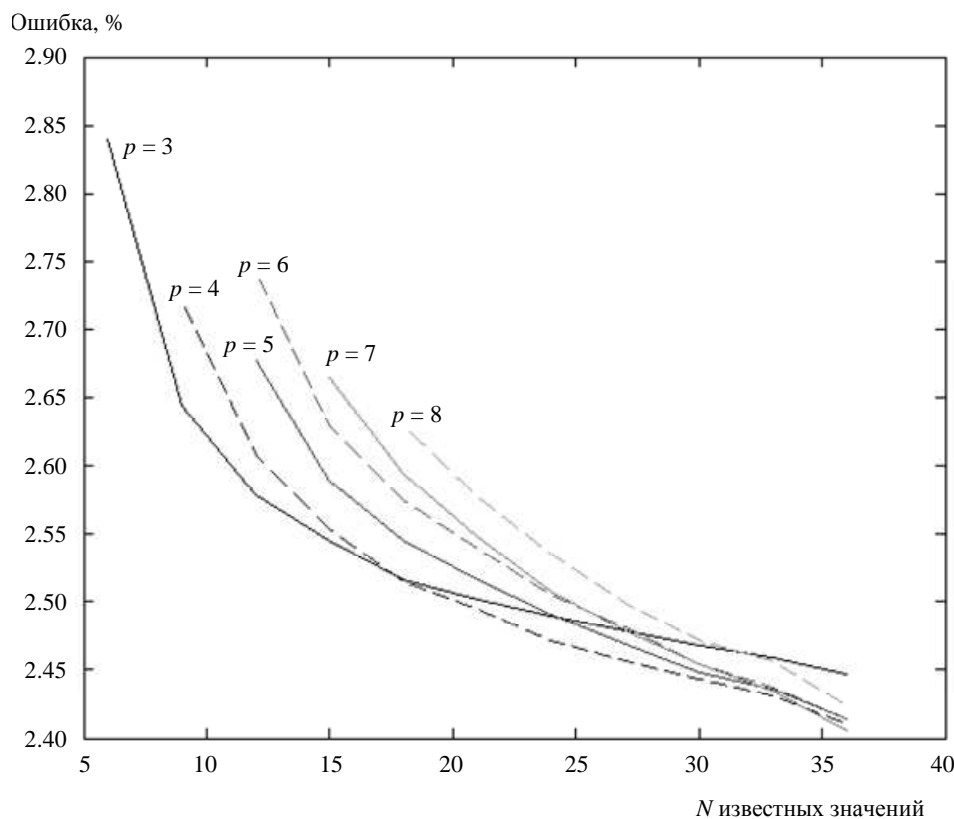


Рис. 3

где RR_i – длительность текущего интервала;
 RR_{i-1} – длительность предыдущего интервала.
 На основании анализа гистограммы относительных

разностей соседних RR-интервалов (рис. 5) был выбран допустимый порог отклонения не более 10%. На каждом шаге ведется учет количества недостоверных RR-интервалов (E) и позиции послед-

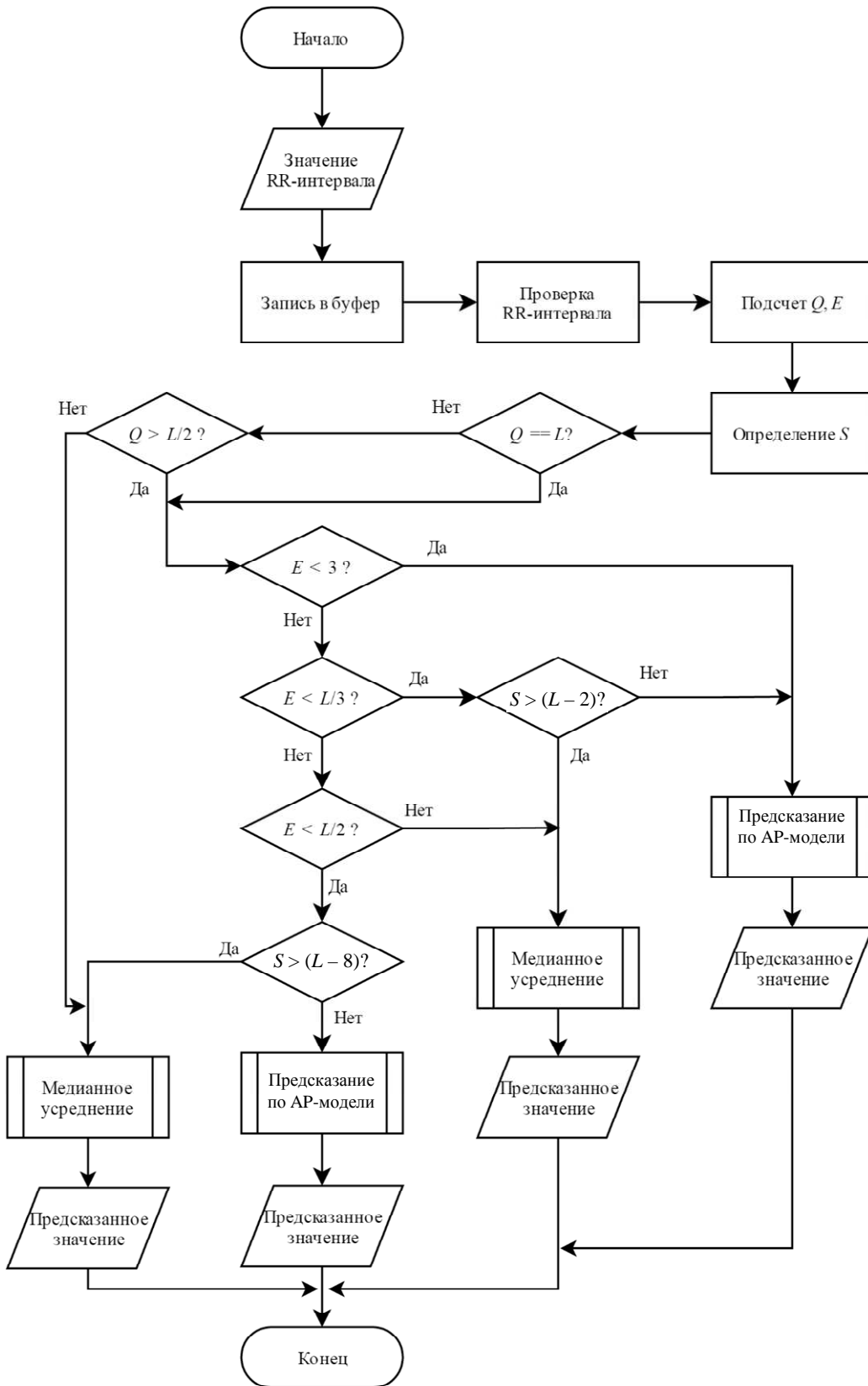


Рис. 4

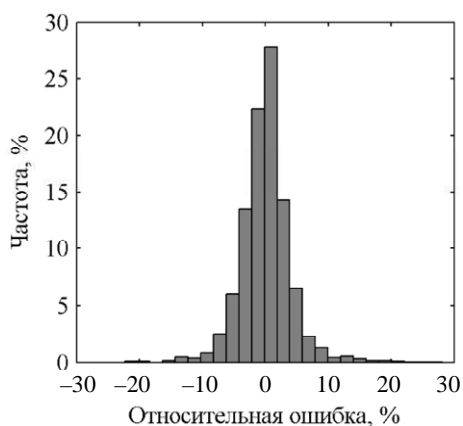


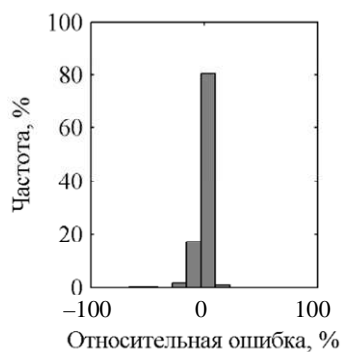
Рис. 5

него выброса в буфере (S – порядковый номер позиции с выбросом). В алгоритме реализуется последовательность условий, в соответствии с которыми в зависимости от параметров E и S выбирается метод предсказания.

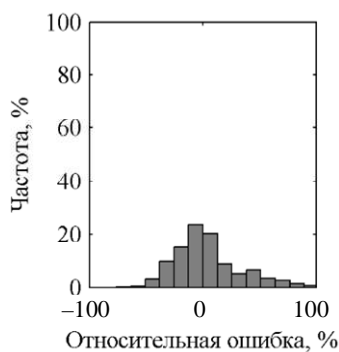
Алгоритм предсказания QRS-комплексов подразумевает работу в масштабе реального времени и выдает предполагаемую амплитуду буду-

Для оценки качества работы алгоритма были получены распределения ошибок предсказания RR-интервалов для трех наборов данных: без большого числа аритмий (не чаще 1 экстрасистолы в минуту) (рис. 6, а), с существенными нарушениями ритма (более 5 раз в минуту) (рис. 6, б), суммарные результаты (рис. 6, в). Для этих наборов были также вычислены статистические оценки распределения. Статистические оценки по предсказанию размаха QRS-комплекса получены для ЭКГ в норме: средняя ошибка составила 5.61 %, среднеквадратическое отклонение и максимальная ошибка 5.85 и 84.70 % соответственно.

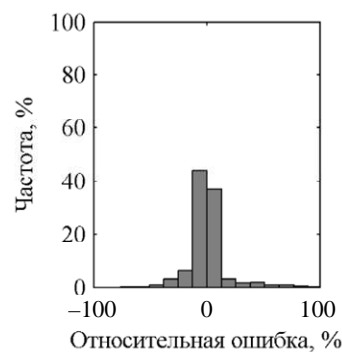
В ходе работы были исследованы методы предсказания параметров кардиокомплексов ЭКГ, на основе чего разработаны алгоритмы предсказания RR-интервалов и размаха QRS-комплексов. Данные алгоритмы предполагается внедрить в алгоритм обнаружения R-зубца в кардиомониторе «CardioQVARK» – системе регистрации и передачи ЭКГ по каналам мобильной связи. Работа



а



б



в

Рис. 6

Параметр, %	Без большого числа аритмий	С существенными аритмиями	Суммарно
Средняя ошибка	2.72	21.97	8.60
Среднеквадратическое отклонение	3.39	25.52	16.89
Максимальная ошибка	66.22	498.31	498.31

щего QRS-комплекса. На вход алгоритма поступает очередное значение размаха QRS-комплекса, записывается в буфер, и по мере накопления необходимого количества значений QRS по ним вычисляется медиана – результат работы алгоритма.

выполнена при финансовой поддержке проекта Российского фонда фундаментальных исследований (договор № 16-07-00722\16 от 04.02.2016) и проекта Министерства образования и науки РФ (соглашение № 14.578.21.0122 от 28.10.2015 г.).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Heart rate detection in highly noisy handgrip electrocardiogram / C. C. Lin, W. C. Hu, C. M. Chen, C. H. Weng // Computers in Cardiology. IEEE, 2008. P. 477–480.
 2. Барановский А. Л., Немирко А. П. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. М.: Радио и связь, 1993.

3. Agostinelli A., Giuliani C., Burattini L. Extracting a clean ECG from a noisy recording: a new method based on segmented-beat modulation // Computing in Cardiology. IEEE, 2014. P. 49–52.

I. O. Khokhlov, A. N. Kalinichenko
Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

ECG CARDIAC CYCLE PARAMETERS PREDICTION ALGORITHM FOR ROBUST R-WAVE DETECTION

The issue of electrocardiogram (ECG) beat detection with high noise level is considered. Methods of RR intervals and QRS complex amplitude prediction during ECG registration is studied. Prediction algorithms are proposed and evaluation of algorithms is carried out.

Automatic ECG Analysis, RR interval time series, prediction methods
