

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ХАРАКТЕРНЫХ ТОЧЕК КАРДИОСИГНАЛА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ТЕХНОЛОГИИ

Твердохлеб Ю.В.

Запорожский национальный технический университет

кафедра Программных средств

E-mail: tv_julia@mail.ru

Аннотация:

Твердохлеб Ю.В. Определение характерных точек кардиосигнала с использованием вейвлет-технологии. Предложен алгоритм анализа ЭКГ-сигналов на основе вейвлет-преобразования в системе электрокардиографии высокого разрешения. Данный алгоритм позволяет обнаружить девять важных координат точек кардиосигнала: начало, пик и смещение P-зубца, QRS-комплекса и T-зубца во всех отведениях ЭКГ-сигнала. Благодаря комплексной схеме обработке, увеличена точность обнаружения P и T зубцов. Обоснован оптимальный способ фильтрации ЭКГ-сигнала от шумов.

Общая постановка проблемы

Электрокардиограмма (ЭКГ) представляет собой запись электрических потенциалов активности сердца, снятую с одного или нескольких отведений, и состоит из периодической последовательности кардиоциклов. В типичном кардиоцикле выделяют несколько элементов: P-волна, QRS-комплекс и T-волна (рис. 1).

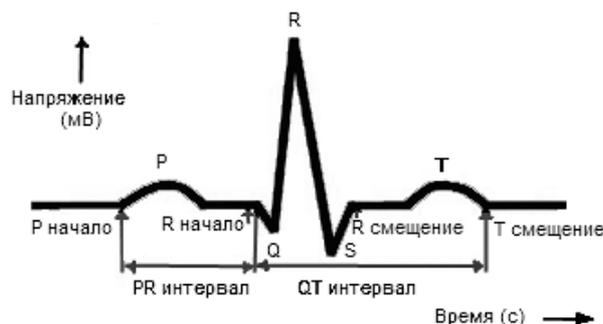


Рис. 1. Типичный комплекс ЭКГ-сигнала

В настоящее время для анализа ЭКГ-сигнала перспективно применение вейвлет-анализа. Существующие методы и стандарты анализа ЭКГ-сигналов, базирующиеся Фурье-преобразовании и частотном анализе, оказываются не вполне подходящими для точного обнаружения комплексов ЭКГ-сигнала, так как не учитывают нестационарной и негармонической природы кардиосигналов. Вейвлет-преобразование при соответствующей дополнительной обработке позволяет не только с высокой степенью точности локализовать требуемые участки сигнала, но и быть полезным в идентификации возможных функциональных изменений в работе миокарда.

Целью данной работы является разработка алгоритма, который усовершенствует существующие методы анализа ЭКГ-сигналов в системе электрокардиографии высокого разрешения и, как следствие, обеспечивает более высокую прогностическую точность.

Выбор вида вейвлет-преобразования и типа вейвлет-носителя

Разработанный алгоритм анализа ЭКГ-сигнала базируется на непрерывном вейвлет-преобразовании (CWT). CWT в разных временных масштабах характеризует сигнал в различных частотных диапазонах, в то время как дискретное вейвлет-преобразование (DWT) ограничено масштабами, которые являются степенями двойки [1].

Пусть s – сигнал и ψ – вейвлет. При непрерывном преобразовании вейвлет-коэффициенты сигнала s , соответствующие масштабному коэффициенту a и положению b , определяются формулой (1) [1]:

$$CWT(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (1)$$

Для выбора оптимального вейвлета, используемого в качестве базиса, было протестировано несколько вейвлет-функций. Под оптимальным вейвлетом будем иметь в виду тот, который обеспечивает правильное местоположение координат девяти точек кардиоцикла: начало, пик и смещение Т-зубца, QRS-комплекса и Р-зубца. Наилучшим вейвлет-носителем, удовлетворяющим перечисленным выше требованиям, является вейвлет “*bior1.5*”. В качестве масштаба был использован 15 масштаб для обнаружения QRS-комплекса и 41 масштаб для обнаружения Р и Т зубцов [2-3].

Алгоритм анализа кардиосигнала

Процесс анализа кардиосигнала условно можно разделить на две стадии: стадия предварительной обработки и выделение признаков. Стадия предварительной обработки заключается в удалении шумов (электромиографические потенциалы мышц, артефакты взаимодействия электродов с кожей, электронный шум усилителей и фоновый шум сети) [1]. Шумом принято считать высокочастотные компоненты кардиосигнала. Удаление шума приводит к сжатию и сглаживанию ЭКГ-сигнала. Стадия выделения признаков из кардиосигнала представляет собой процесс извлечения требуемой информации (зубцы, комплексы и т.д.).

Рассмотрим подробнее каждую стадию.

Предварительная обработка

При вейвлет-анализе сигнал раскладывается на аппроксимирующие коэффициенты, которые представляют сглаженный сигнал, и детализирующие коэффициенты, описывающие колебания. Следовательно, шумовая компонента лучше отражается в детализирующих коэффициентах. Подобные составляющие могут быть удалены с использованием процедуры обнуления или пересчета коэффициентов детализации, значения которых являются меньше по сравнению со значением порога – процедура пороговой обработки, или “трешолдинг” [1]. В зависимости от способа применения: глобальный и локальный трешолдинг, а локальный в свою очередь на общий и многоуровневый [1]. Для определения пороговых значений использовались следующие методы: SQR-LOG метод [4], Метод Берга-Массара [5], Метод Штейна [6].

В работе [3] был выбран вейвлет из семейства Добеши, в качестве базисного. Введем следующее ограничение: базовый вейвлет может быть применен к дискретному вейвлет-преобразованию, порядок высокочастотных и низкочастотных фильтров, предназначенных для выделения детализирующей и аппроксимирующей составляющих, не должен превышать 10. Вейвлеты “db2” и “db4” удовлетворяют данным требованиям.

Считается, что верхняя граничная частота кардиосигнала, заметно влияющая на ее форму, не превышает 100 Гц [1]. Поэтому компоненты сигнала частоты выше 100 Гц можно удалить без существенного изменения формы сигнала. Исходя из этого, был рассчитан уровень разложения сигнала для вейвлетов “db2” и “db4”: четвертый уровень разложения, при этом мы получаем сжатие сигнала в $2^4 = 16$ раз.

В качестве меры при выборе базисного вейвлета, применяемой для удаления шумов, использовалась среднеквадратическая ошибка.

Согласно полученным результатам, наилучшим вейвлет-носителем, для фильтрации сигнала от шумов, является вейвлет “db4” на четвертом уровне разложения, а лучшим методом при локальном многоуровневом вейвлет-трешолдинге является жесткий трешолдинг с использованием метода Берга-Массара и штрафным порогом $a = 6$.

Выделение P-QRS-T комплексов

Для выделения важных координат точек ЭКГ-сигнала (начало, пик и смещение Т-зубца, QRS-комплекса и Р-зубца) при непрерывном вейвлет-преобразовании, требуется использование вейвлет “*bio1.5*” и 15 масштаб для обнаружения QRS-комплекса или 41 масштаб для обнаружения Р и Т зубцов. В работах [2-3] предложен следующая схема выделения комплексов кардиосигнала: выбираются две подряд пары коэффициентов, пересекающие нуль, между каждой из которых лежит локальный максимум (минимум) соответственно; в результате первый вейвлет-коэффициент является началом зубца, средний – пиком, а последний – смещением. Данная процедура применяется для 15 и 41 масштабов в отдельности. У предложенного выше метода низкое быстродействие (для использования в 24-часовом Холеровском мониторинге) из-за постоянного поиска локального максимума (минимума) в парах вейвлет-коэффициентов. Поэтому вместо поиска экстремумов, автором было предложено использовать пороговое значение, равное половине глобального максимума (минимума): $t_1 = 0.5 \max(\{C(i)\})$ или $t_2 = 0.5 \min(\{C(i)\})$, где $C(i)$ – вейвлет-коэффициенты, $i = 1 \dots N$. Также не учтена ситуация, когда имеется большая амплитудная разница между QRS-комплексом и Р, Т зубцами. Поэтому, для точного обнаружения Р и Т зубцов, автором предложено после обнаружения QRS-комплексов, “удалить” их (QRS-комплексы), линейно аппроксимируя каждый такой участок сигнала.

Этапы работы метода проиллюстрированы на рисунках 2-7.

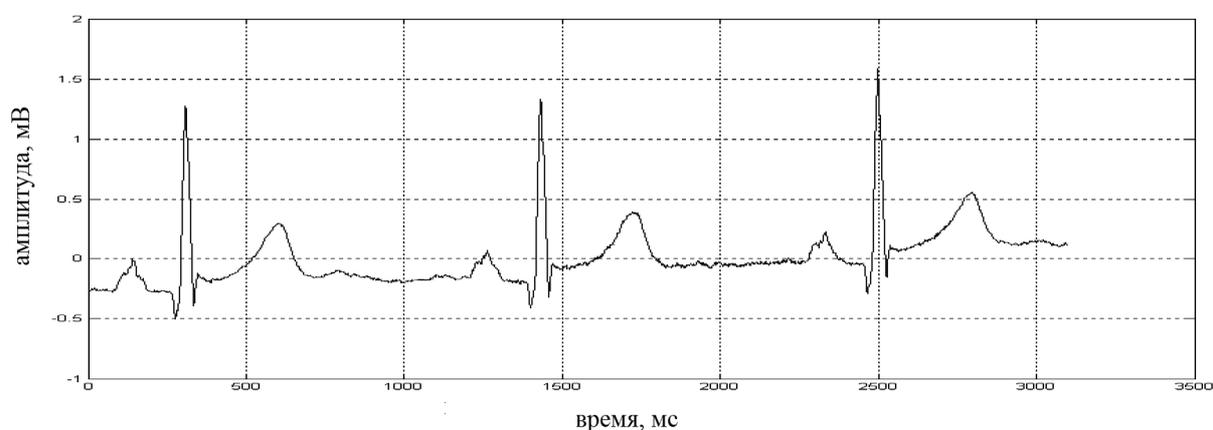


Рис. 2. Исходный кардиосигнал

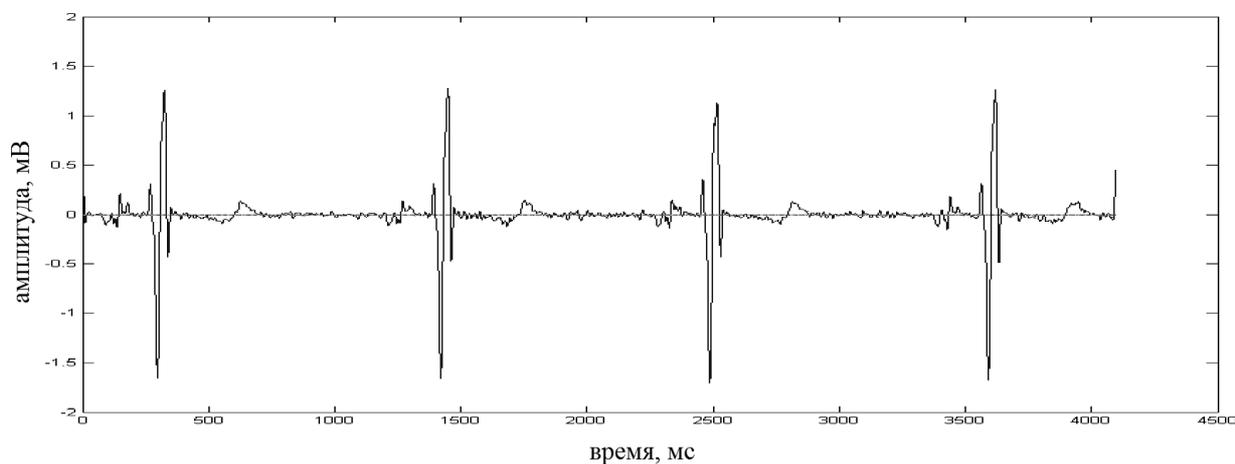


Рис. 3. Применение CWT с масштабным коэффициентом $a=15$ к ЭКГ-сигналу

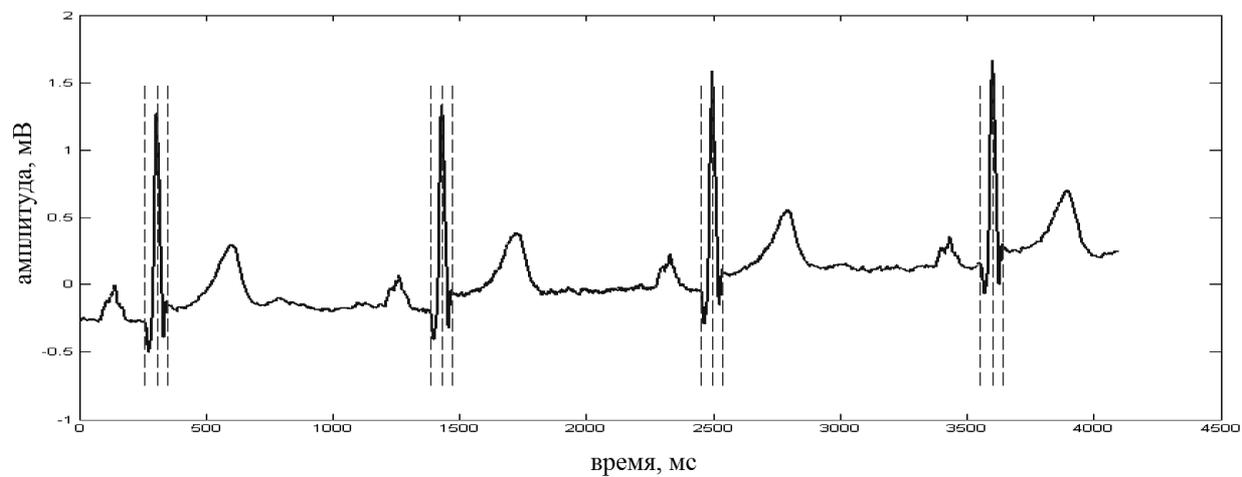


Рис. 4. Выделенные QRS-комплексы ЭКГ-сигнала

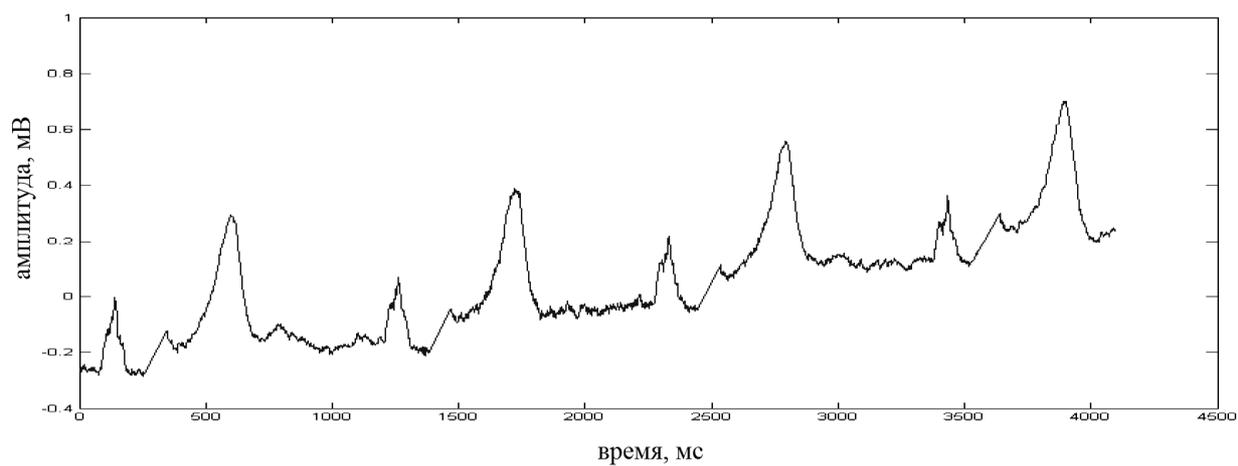


Рис. 5. “Удаление” QRS-комплексов из ЭКГ-сигнала

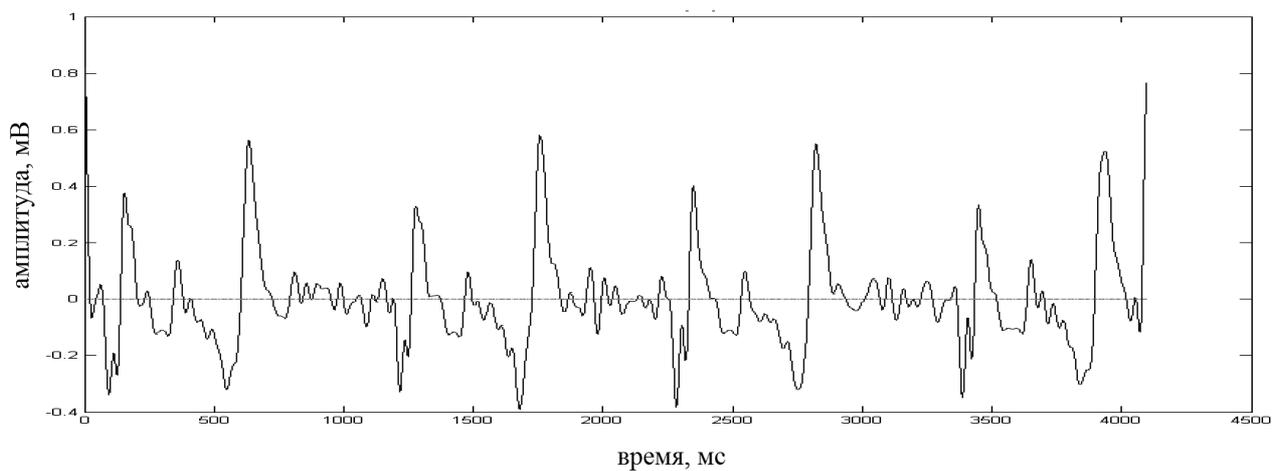


Рис. 6. Применение CWT с масштабным коэффициентом $a=41$ к ЭКГ-сигналу

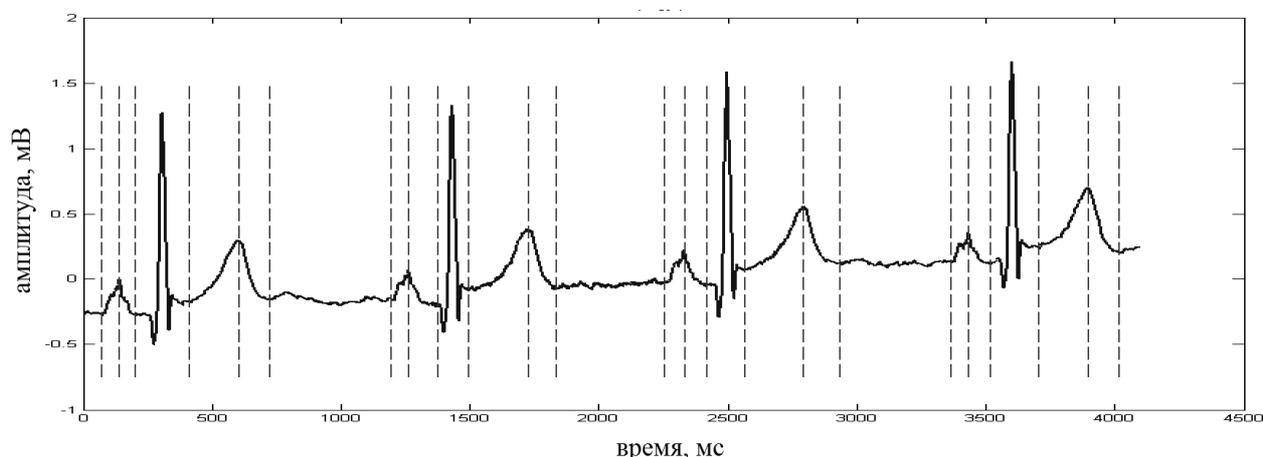


Рис. 7. Выделенные Р и Т зубцы ЭКГ-сигнала

Выводы

1. Обоснован выбор типа вейвлет-преобразования и базисного вейвлета для анализа кардиосигналов (CWT с использованием базиса “*bio1.5*”).
2. Обоснован выбор масштабного коэффициента при непрерывном вейвлет-преобразовании для обнаружения Р, QRS и Т зубцов (15 масштаб для обнаружения QRS-комплекса и 41 масштаб для обнаружения Р и Т зубцов).
3. Усовершенствована процедура обнаружения Р-QRS-Т зубцов: предложено пороговое значение и использование аппроксимации сигнала в областях QRS-комплекса с целью повышения точности обнаружения Р и Т зубцов.
4. Проанализированы существующие алгоритмы очистки сигналов от шумов.
5. Обоснован выбор типа и метода вейвлет-трешолдинга (локальный многоуровневый жесткий трешолдинг с использованием метода Берга-Массара и вейвлета “*db4*” на четвертом уровне разложения в качестве базиса).

С помощью разработанного алгоритма можно обнаружить девять важных координат точек кардиосигнала: начало, пик и смещение Р-зубца, QRS-комплекса и Т-зубца с точностью 98-99%, при этом значительно увеличена точность обнаружения Р и Т зубцов. Также решена проблема “очистки” кардиосигнала от шумов без потери информации.

Представленный алгоритм разработан в среде Matlab (v. 6.5) с использованием пакета Wavelet Toolbox (v. 2.2).

Литература

1. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М: ДМК Пресс, 2008. – 448 с.
2. Vitec M., Hrubec J. A wavelet-based ECG delineation in Multilead ECG signals: Evaluation on the CSE Database // IFMBE Proceedings. – 2009. – Vol.25. – P. 177-180.
3. Chouhan V.S., Mehta S.S., Lingayat N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG // IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security. – 2008. – Vol.8. – P. 185-190.
4. Dohoto D.L. De-Noiseing by soft-thresholding // IEEE Transactions on Information Theory. – 1995. – Vol. 41. – P. 613-627.
5. Luisier F., Blu., Unser M. A new SURE approach to image denosing: Interscale Orthonormal wavelet thresholding // IEEE Transactions on image processing. – 2007. – Vol. 16. – P. 593-606.
6. Stein C. Estimation of the mean of a multivariate normal distribution // Ann. Statist. – 1981. – Vol. 9. – P. 1135-1151.