

ким кругом пользователей, не специализирующихся в области вычислительной техники и программирования.

Изменяя значения весовых коэффициентов тех или иных показателей, можно создавать требуемые оценочные предпочтения, а также учитывать логические условия получения результата.

Определение состава показателей и их весовых коэффициентов осуществляется в основном субъективными экспертными методами. С учётом этого штабная коэффициентная методика с достаточным количеством промежуточных показателей, вводимых в целях их использования при анализе получаемых результатов, представляет собой простейшую экспертную систему, так как содержит присущие любой экспертной системе основные элементы – *подсистему вывода знаний*, реализованную на основе суммирования значений показателей с умножением их на экспертно определяемые значения весовых коэффициентов, и *подсистему объяснения* в виде совокупности значений промежуточных показателей, получаемых при конкретных значениях исходных показателей.

Простота построения коэффициентной методики, отсутствие сложного математического аппарата вычислений результатов оценки, а также возможность применения программной реализации на персональных электронно-вычислительных машинах (ПЭВМ) для решения задач оценки (в том числе рейтинговой) объектов, относящихся к самым разнообразным предметным областям, обеспечивает возможность её использования значительным кругом пользователей.

УДК 681.53

А.О. Беляев

### МИКРОКОНТРОЛЛЕРНЫЙ АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ЭКС

Электрокардиограмма (ЭКГ) – графическое представление разности потенциалов, возникающей во время работы сердца на поверхности тела, регистрируемой аппаратом под названием электрокардиограф в процессе электрокардиографии. ЭКГ является одним из основных методов диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. По ней можно оценить источник (так называемый водитель) ритма, регулярность сердечных сокращений, их частоту. Все это имеет большое значение для диагностики различных аритмий. По продолжительности различных интервалов и зубцов ЭКГ можно судить об изменениях сердечной проводимости.

Электрокардиограмма представляет собой периодическую последовательность кардиоциклов. В типичном кардиоцикле (рис. 1) выделяют несколько элементов: P-волна, QRS-комплекс и T-волна.

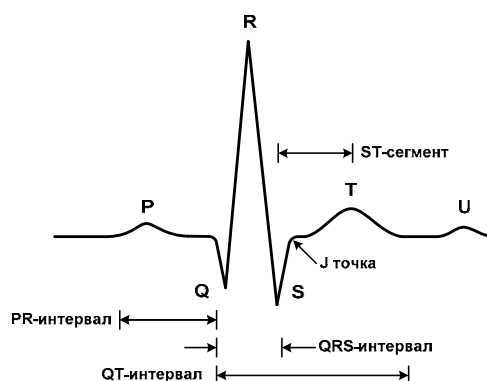


Рис. 1. Общий вид сегмента кривой ЭКГ

Отправной точкой ряда современных методик компьютерной электрокардиографии является выделение положения QRS-комплекса, которое определяется позицией своего максимума – R-зубца. Полученная последовательность позиций R-пиков используется для сегментации кардиоцикла, измерения амплитуд и длительностей отдельных его элементов, а также в методиках анализа ВСР – вариабельности сердечного ритма.

Системы реального времени, к которым относятся и программные ЭКГ-системы, осуществляющие съем, обработку и анализ ЭКГ, предъявляют повышенные требования к производительности алгоритмов. Поэтому необходим разумный компромисс между точностью метода и его производительностью. Современные аппаратные и программные средства позволяют достичь высокой чувствительности без заметной потери производительности.

*Описание метода.* Данная методика выделения R-зубца основана на анализе фильтрованного кардиосигнала, прошедшего предварительную аналоговую и цифровую обработку. Поскольку в общем случае на снимаемый с пациента кардиосигнал могут влиять различные электрические факторы (сетевая помеха 50 Гц, импульсные помехи, постоянные наводки на кабелях отведений), то существует необходимость по возможности снизить их влияние на сигнал, используемый для анализа алгоритмом выделения R-зубца. Для удобства рассмотрения представим алгоритм в виде последовательности функционально законченных модулей. В таком случае последовательность обработки кардиосигнала будет выглядеть, как показано на рис. 2.

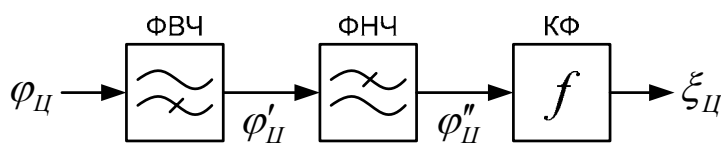


Рис. 2. Функциональная последовательность обработки сигнала

На вход функционального модуля поступает сигнал  $\varphi_{Ц}$  от АЦП. Поскольку кардиосигнал расположен и в положительной, и в отрицательной полуплоскостях, то для удобства АЦ-преобразования, при помощи аналоговой цепи, его необходимо сдвинуть в положительную полуплоскость, при этом уровень изолинии поднимается обычно до середины диапазона от 0 Вт до  $V_{ref}$ . Имея ввиду, что возможен дрейф изолинии, а также смещение уровня аналоговой земли (рис. 3), после АЦ-преобразования необходимо убрать низкочастотную (постоянную) составляющую с частотой обычно менее 1 Гц.

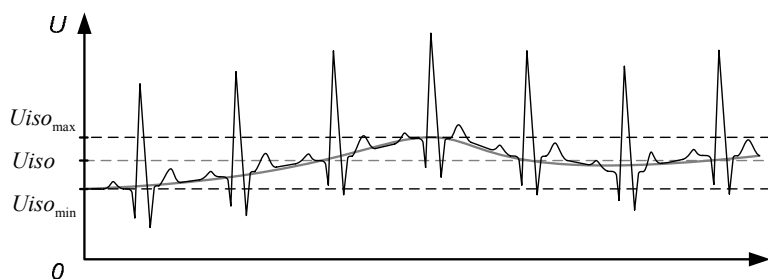


Рис.3. Сигнал после АЦ-преобразования, на входе ФВЧ

Как видно из рисунка изолиния отклоняется от своего нормального положения ( $U_{iso}$ ) до минимального значения  $U_{iso_{min}}$  и максимального –  $U_{iso_{max}}$ . Размах колебаний изолинии в различных случаях может составлять от 5 до 20% от размаха полезного сигнала, возможны и большие значения, но они обычно характеризуются плохим контактом электродов с кожей пациента или неисправностями во входных аналоговых цепях.

Блок ФВЧ представляет собой стандартный фильтр верхних частот Баттерворта 1-го порядка с частотой среза 1 Гц.

На выходе ФВЧ имеем сигнал  $\varphi'_{Ц}$ , форма которого представлена на рис. 4.



Рис. 4. Сигнал на выходе ФВЧ

Блок ФНЧ выполнен в виде фильтра нижних частот Баттерворта 2-го порядка с частотой среза 20 Гц и передаточной функцией.

На выходе ФНЧ-сигнал ( $\varphi''_{Ц}$ ) изменяется относительно нулевого значения и не содержит в себе сетевых и импульсных помех. В таком виде он пригоден для выделения QRS комплекса и R-зубца в частности.

Функциональные узлы ФВЧ и ФНЧ могут быть программно реализованы различными методами в зависимости от разрядности и вычислительных возможностей используемого процессора. Единственное условие – время выполнения функций-фильтров должно удовлетворять требованиям режима реального времени.

Функциональный модуль КФ представляет собой сложную функцию, отслеживающую крутизну фронтов (скорость изменения) входного сигнала, математически описываемую выражениями:

$$P_i = P_{i-1} - \left[ \frac{(X_i - X_{i-2})^2}{K} - \frac{(X_{i-2w} - X_{i-2w-2})^2}{K} \right],$$

$$U_i = U_{i-1} + \frac{(P_i - U_{i-1})}{M},$$

$$edge_i = P_i - U_i.$$

где  $X$  – входные отсчеты кардиосигнала,  $K$  и  $M$  – масштабные коэффициенты, индекс  $w$  является константой, указывающей на смещение отсчета кардиосигнала относительно 0-го элемента, нулевым считается центральный отсчет во временном окне из последних  $(2w+3)$  отсчетов, данный коэффициент зависит от частоты дискретизации сигнала, например, для частоты съема ЭКГ 200 Гц коэффициент  $w$  равен 10.

Данным функциональным узлом отслеживаются фронты интервалов QR и RS, а собственно R-зубец характеризуется резким отрицательным фронтом выходного сигнала модуля КФ ( $\xi_{Ц}$ ), как показано на рис. 5.

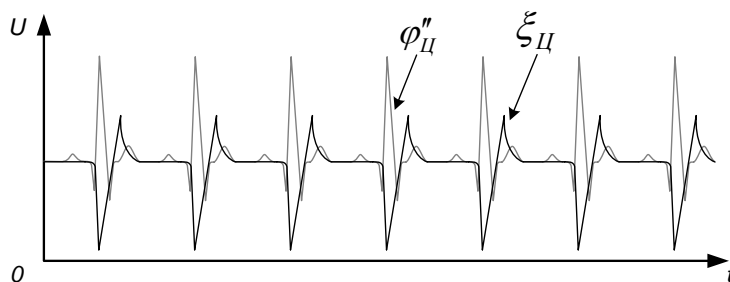


Рис. 5. Сигнал на выходе функционального узла Ф3

Отслеживая величину сигнала  $edge_i$ , возможно регистрировать R-зубец на кривой кардиосигнала.

Общий алгоритм выделения R-зубца представлен на рис. 6, в него не входят цифровые фильтры Ф1 и Ф2, как было сказано выше, их реализация зависит от разрядности и вычислительной мощности используемой аппаратной платформы, данный алгоритм описывает работу только узла Ф3.

Вычисление переменной  $P_i$  производится по следующей формуле:

$$P_i = P_{i-1} - \left[ \frac{(inBuffer_{c-w-2} - inBuffer_{c-w})^2}{2^8} - \frac{(inBuffer_{c+w-2} - inBuffer_{c+w})^2}{2^8} \right],$$

где  $inBuffer$  – массив отсчетов кардиосигнала, индексы  $c, w$  являются константами,  $c$  – центральный элемент массива,  $w$  – коэффициент, зависящий от частоты дискретизации сигнала, для частоты съема ЭКГ 200 Гц, коэффициент  $w$  равен 10.

Блок фиксирования R-зубца содержит пользовательскую процедуру, в которой может выполняться измерение RR-интервалов, расчет ЧСС (частота сердечных сокращений) и статистических параметров ЭКГ для анализа ВСР (вариабельности сердечного ритма).

Подстройка граничных параметров заключается в динамической корректровке порогового значения  $threshold$ , отражающего порог фиксации R-зубца. Такая подстройка необходима для адаптации алгоритма к различным амплитудам кардиосигнала, так как сложно и невозможно установить среднее значение размаха сигнала ЭКГ для различных пациентов, также амплитуда сигнала может изменяться и у одного того же пациента с течением времени.

Адаптивный алгоритм подстройки показан на рис. 7.

Суть алгоритма заключается в определении величины фронта входного сигнала и установки граничного значения для фиксации R-зубца в процентах от этого значения, в данном случае порог установлен на 20% от максимальной величины фронта. С течением времени максимальная зафиксированная величина фронта декрементируется до тех пор, пока не будет зафиксировано новое максимальное значение. Значение декремента в данном случае выбрано в 1% от максимальной зафиксированной величины фронта.

На рис. 8 представлен результат моделирования работы алгоритма в пакете Simulink системы Matlab.

Параметры модели:

- длительность временного окна кардиосигнала – 20 с (на графике для удобства выведен интервал всего 4 с);
- частота съема (дискретизации) кардиосигнала – 200 Герц;
- разрядность исходного кардиосигнала – 32 бита.

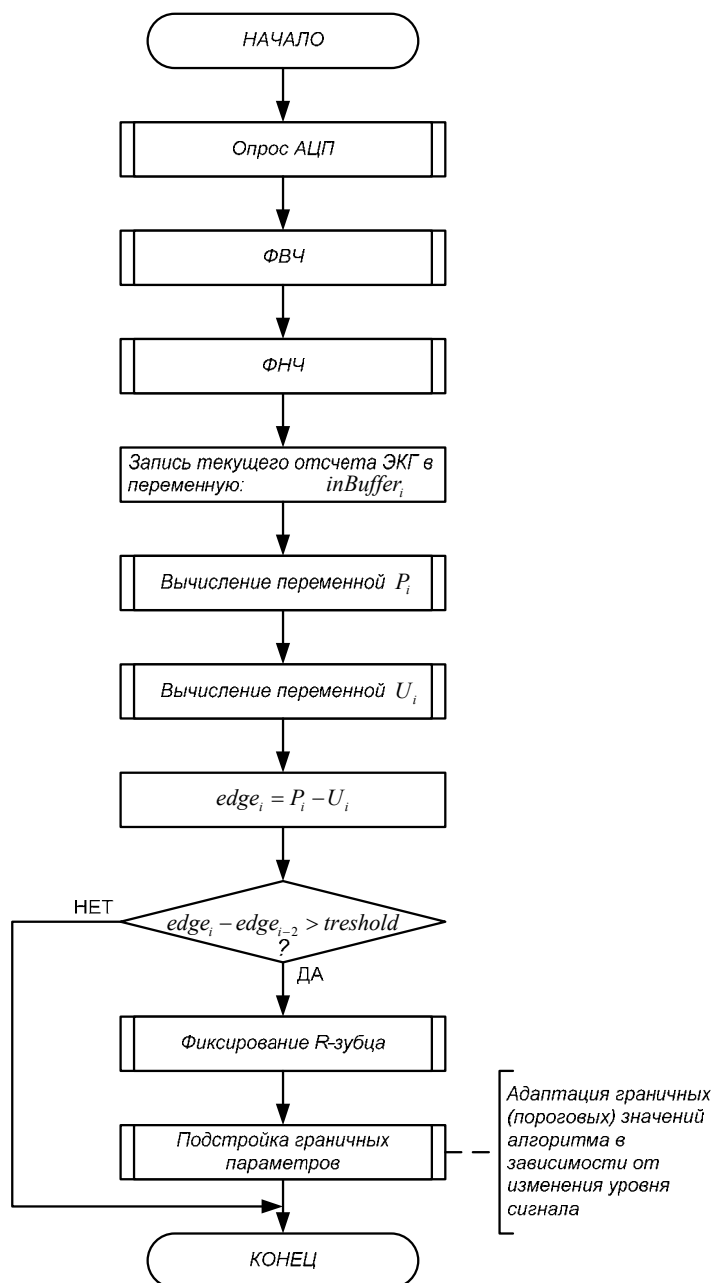


Рис. 6. Общий алгоритм выделения R-зубца

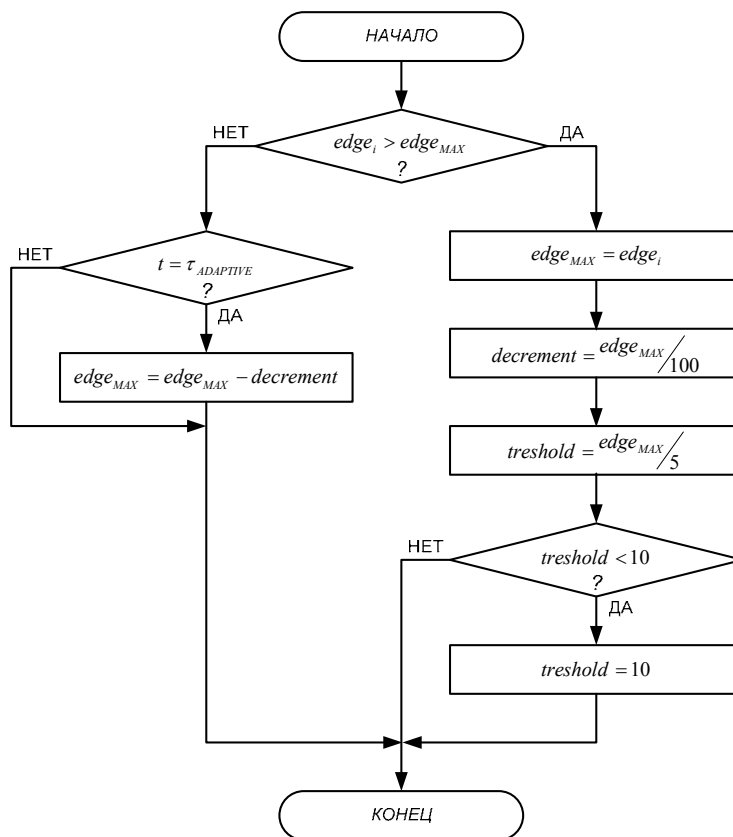


Рис. 7. Адаптивный алгоритм подстройки амплитуды кардиосигнала

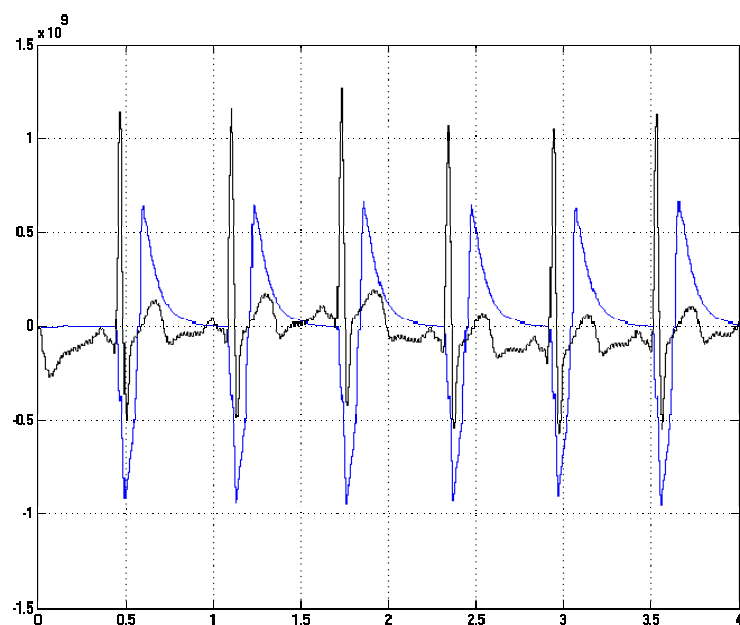


Рис. 8. Кардиосигнал и сигнал на выходе блока выделения R-зубца

Из-за небольшого временного интервала моделирования в настоящей модели не представлена работа адаптивного алгоритма подстройки.

На основании полученного на выходе алгоритма выделения R-зубца сигнала можно проводить дальнейший анализ электрокардиограммы. Сам процесс фиксации R-зубца представляет собой отслеживание фронта сигнала на выходе алгоритма. Данная методика позволяет с достаточной точностью измерять временные интервалы между R-зубцами (RR-интервалы), строить КИГ (кардиоинтервалограммы) проводить статистический анализ ВСП (вариабельности сердечного ритма).

Конечная реализация представленного алгоритма зависит от производительности используемой вычислительной платформы и её разрядности, требований к энергопотреблению. Как уже было сказано выше, существует возможность исключить из алгоритма блоки цифровой фильтрации, перенеся их функции на аналоговые фильтры.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Рябыкина Г.В., Соболев А.В.* Вариабельность ритма сердца/ Монография. –М.: Изд-во «Оверлей», 2001.
2. *Хэмpton Дж. Р.* Основы ЭКГ. –М.: Изд-во: «Медицинская литература», 2006.
3. *Дэбни Дж. Б., Харман Т. Л.* Simulink 4. Секреты мастерства/ пер. с англ. Симонова М.Л. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний.
4. *Pan J.* A real time QRS detection algorithm”, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 230-236, 1985.
5. *Wan H., Cammarota J.P, Akin A., and others* Comparison of QRS peak detection algorithms in extracting HRV signal. Proceedings – 19th International Conference - IEEE / EMBS Oct. 30 – Nov. 2, 1997 Chicago, IL, USA.
6. *Chouhan V.S., Mehta S.S.* Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold”/ IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.8 No.1, January 2008.
7. *Sahambi J. S., Tandon S. N., Bhatt R. K. P.* A New Approach for On-Line ECG Characterization.
8. *Moody G.B., Mark R.G.* Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program. Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass., and Beth Israel Hospital, Boston, Mass. USA.

УДК 621.396.218

**Е.Н. Остроух, М.Ю.Чегодарь**

#### **ОБУЧЕНИЕ НЕЙРОННОЙ СЕТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГЕНЕТИЧЕСКИХ АЛГОРИТМОВ**

Большой ряд задач, в том числе социально-экономических, задач проектирования технологических процессов, моделируется нейронными сетями, решение которых существенно упрощается при использовании эволюционных (генетических) алгоритмов. При этом получается большая точность при уменьшении времени, затраченного на обучение нейронной сети. Выбор структуры НС осуществляется в соответствии с особенностями и сложностью задачи. Наиболее популярные и изученные архитектуры – это многослойный персептрон, нейронная сеть с общей регрессией, нейронные сети Кохонена и другие. Если же задача не может быть сведена ни к одному из известных типов, разработчику приходится решать сложную проблему синтеза новой конфигурации [1].

На следующем этапе следует "обучить" выбранную нейронную сеть, т. е. подобрать такие значения ее весов, чтобы она работала нужным образом. Обучить