1.О.34. ВЫДЕЛЕНИЕ QRS – КОМЛЕКСОВ В ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОМ СИГНАЛЕ ИСПОЛЬЗУЯ ПРОГРАММНУЮ СРЕДУ LABVIEW 8.5

Д. В. Телышев

Московский Государственный Институт Электронной Техники (Технический Университет), 124498, Москва, г.Зеленоград, проезд 4806, д.5, 8-903-236-98-20, telyshev@bmslab.miet.ru

1. Постановка задачи

Сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место в мире по количеству смертей. Самым распространенным методом постановки диагноза о состоянии сердца пациента служит его электрокардиограмма. Основным компонентом сигнала ЭКГ является QRS-комплекс, отвечающий за деполяризацию желудочков. По особенностям данного компонента, медик ставит диагноз пациенту. Важным фактором является измерение интервалов времени между R-зубцами (вариабельность сердечного ритма) QRS-комплексов сигнала ЭКГ. Все вышеописанные факторы могут измеряться в автоматическом режиме, что облегчит работу врача, или позволит поставить диагноз в тех случаях, когда присутствие медика невозможно.

2. ВУЗ, кафедра или предприятие, на котором внедрено решение

Московский Государственный Институт Электронной Техники (Технический Университет), кафедра биомедицинских систем

3. Описание решения

Автоматическое выделение QRS – комплексов электрокардиографического сигнала описывается схемой, представленной на рисунке 1.

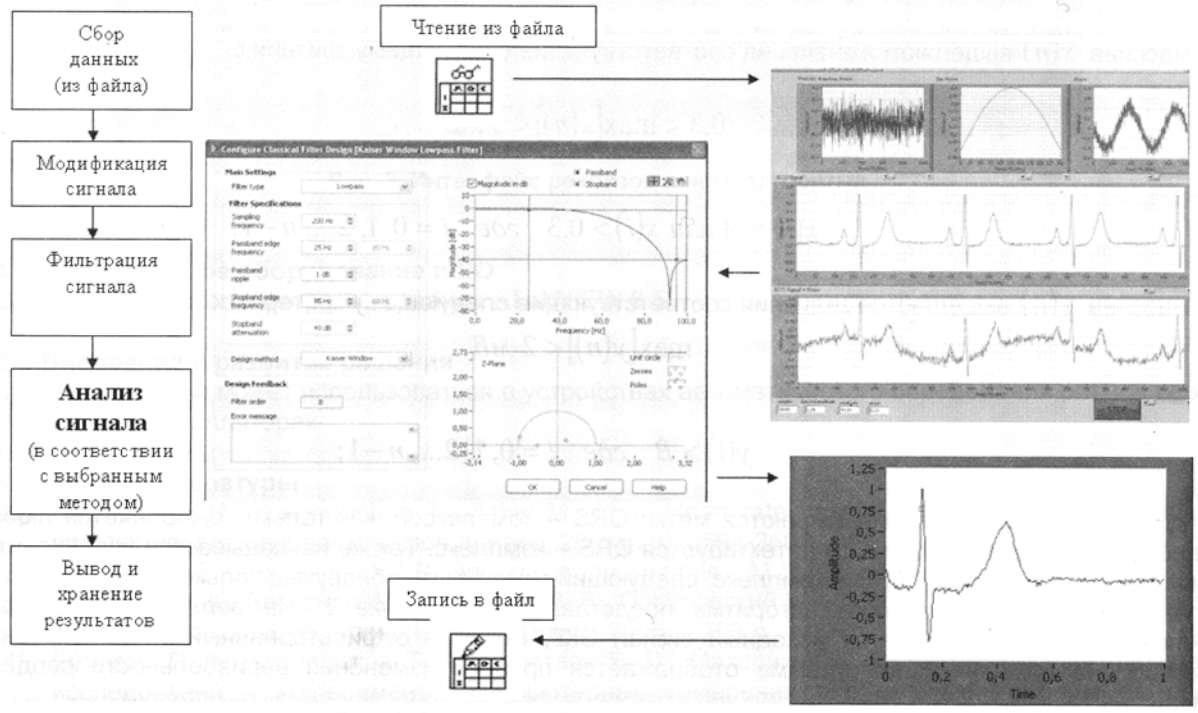

Рис. 1. Этапы преобразования сигнала ЭКГ

Из стандартного представления сигнала ЭКГ можно видеть, что наибольшее значение напряжения по амплитуде имеет зубец R, QRS - комплекса. Отслеживая зубцы R, а точнее интервалы между ними

можно считать значение пульса в реальном масштабе времени, и отслеживать его изменение. Для этих целей может использоваться пороговое значение, которое может носить адаптивный характер, а может иметь определенные значения. Так же скорость нарастания переднего фронта QRS-комплекса сигнала ЭКГ имеет максимальное значение, по сравнению с другими компонентами.

Используя вышесказанное, был разработан алгоритм определения QRS - комплексов. Данный алгоритм объединяет в себе возможность исследовать сигнал по максимальному значению и по скорости нарастания или убывания фронта сигнала. Пороговые значения выбираются в соответствии с длительностью исследуемого интервала.

Изначально сигнал пропускается через 2 фильтра Кайзера. Первый фильтр – ФВЧ Кайзера 26 порядка с полосой пропускания равной 8 Гц, второй фильтр – ФНЧ Кайзера 8 порядка с полосой пропускания равной 24 Гц.

Далее проводятся следующие операции:

- отфильтрованный сигнал представляется в виде массива данных $X(n)$, а первая производная ищется по формуле:

$$Y(n) = |X(n+1) - X(n-1)|; \quad (1)$$

- выбор интервала времени, в котором будет исследоваться массивы $X(n)$ и $Y(n)$, и выделение подмассивов $x(n)$ и $y(n)$ на исследуемом интервале,

- ищется максимальное значение массива $x(n)$ и максимальное значение массива $y(n)$, и выделяются пороговые значения согласно формуле:

$$A = 0{,}6 \max[x(n)]$$
$$B = 0{,}6 \max[y(n)]; \quad (2)$$

- из массива $x(n)$ выделяются значения соответствующие следующему критерию:

$$0{,}3 < \max[x(n)] < 5 \text{ мВ}$$

и

$$x(i) > A \text{ или } x(i) > 0{,}3 \quad \text{где} \quad i = 0, 1, 2..., n-1; \quad (3)$$

- из массива $y(n)$ выделяются значения соответствующие следующему критерию:

$$\max[y(n)] < 2 \text{ мВ}$$

и

$$y(i) > B \quad \text{где} \quad i = 0, 1, 2..., n-1; \quad (4)$$

- далее из этих условий выбираются метки QRS – комплексов, как только выполняется любое из вышеописанных двух условий, то детектируется QRS – комплекс. Так же накладывается условие, что как только обнаружен первый QRS – комплекс, следующий может быть обнаружен только через 150 мс.

Интерфейс реализованного алгоритма представлен на рисунке 2. На верхней осциллограмме зеленым цветом отображается исходный сигнал ЭКГ, синим – отфильтрованный сигнал, красным – детектор. На нижней осциллограмме отображается процесс изменения вариабельности сердечного ритма.

Данный алгоритм был проанализирован на базе данных MIT-BIH сигналов ЭКГ, которая содержит 48 записей продолжительностью 30 минут каждая и с частотой дискретизации 360 Гц. Ниже в таблице 1, приведены данные для работы алгоритма для интервалов времени 1 с, 2 с, 4 с.

Таблица 1.

Обобщенные данные результатов детектирования

Длина окна	Чувствительность (%) Se	Специфичность (%) Sp
1 с	99,96125	96,62989
2 с	99,77697	98,95659
4 с	99,67443	99,28852

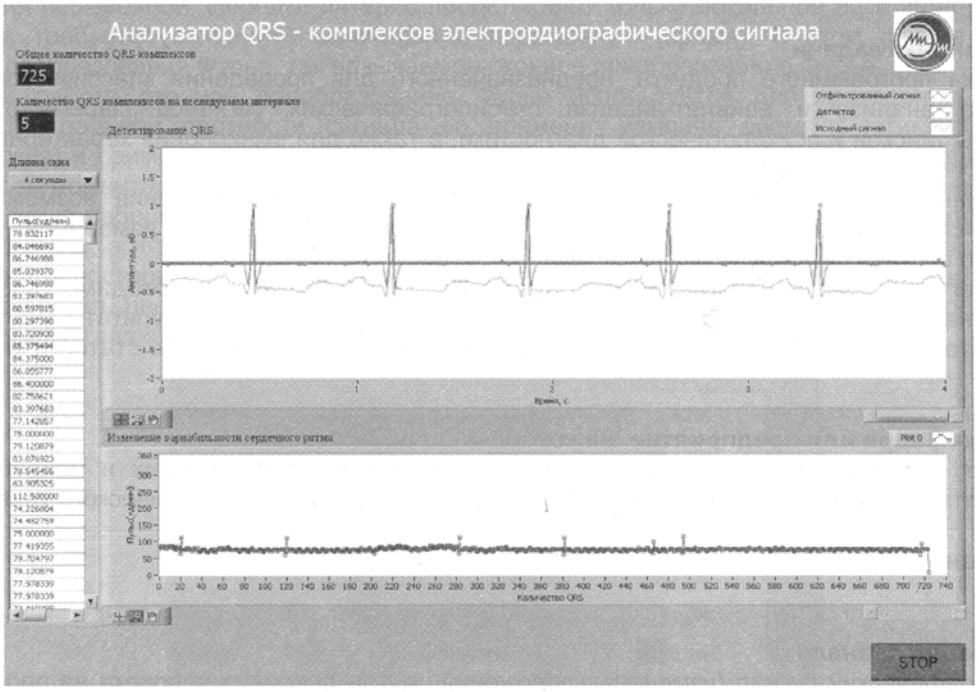

Рис. 2. Интерфейс реализованного алгоритма

4. Используемое оборудование и ПО

Среда графического программирования – LabVIEW 8.5

5. Внедрение и развитие решения

Данный алгоритм может использоваться в устройствах автоматического определения ритмов сердца, например в дефибрилляторах.

6. Список литературы

[1]. Hohnloser S.H., Klingenheben T., Zabel M., Li Y. Heart rate variability used as an arrhythmia risk stratifier after myocardial infarction // Pace, 20(part II): 2594-2601, 1997.

[2]. Мурашко В.В. Струтынский А.В. Электрокардиография // М.: Медпресс-информ, 2004, 320 с.

[3]. Батоврин В. К., Бессонов А. С., Мошкин В. В., Папуловский В. Ф. LabVIEW: практикум по основам измерительных технологий // М.: ДМК Пресс, 2005. – 208 с.

[4]. Бутырин П. А. Васьковская Т. А., Каратаев В. В., Материкин С. В. Автоматизация физических исследований и эксперимента: компьютерные измерения виртуальные приборы на основе LabVIEW 7.0 (30 лекций) // М.: ДМК Пресс, 2005. – 267 с.

[5]. Тревис Дж. LabVIEW для всех // М.:ДМК Пресс, 2004. – 544 с