

А.Н. Гусев, И.В. Нестеренко, Д.В. Телышев

ОПРЕДЕЛЕНИЕ QRS-КОМПЛЕКСОВ В ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛАХ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПРОЦЕДУРЫ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ И КАРДИОВЕРСИИ

Введение

Дефибрилляция и кардиоверсия являются терапевтическими методами при нарушениях сердечного ритма [1], [2]. При этом электрический импульс дефибриллятора при кардиоверсии синхронизирован с QRS-комплексом сигнала ЭКГ [3]-[5].

Существует множество алгоритмов определения QRS-комплексов. Однако в большинстве из них используются постоянные параметры амплитуды сигнала ЭКГ [6]. Это связано с тем, что в сигнале ЭКГ здорового человека наибольшее значение напряжения по амплитуде имеет зубец R QRS-комплекса [7]. Однако вариации электрокардиографических сигналов у людей с нарушениями сердечного ритма разнообразны. В данной работе представлен алгоритм, в котором для определения QRS-комплекса используются аддитивные пороговые значения амплитуды и скорости нарастания сигнала ЭКГ, являющиеся индивидуальными характеристиками.

Алгоритм определения QRS-комплекса

Изначально сигнал проходит через два фильтра: фильтр высоких частот (ФВЧ) с полосой пропускания 8 Гц и фильтр низких частот (ФНЧ) с полосой пропускания 24 Гц. Данный способ фильтрации выбран для уменьшения воздействия шумов на исходный электрокардиографический сигнал, а также для уменьшения влияния P- и T-волн на принятие решения алгоритмом детектирования, поскольку их спектр находится в области частот от 0,5 до 10 Гц.

Далее выбирается временной интервал, в котором исследуется отфильтрованный сигнал ЭКГ. В работе использовались временные интервалы 1, 2, 4, 8 и 16 с.

Следующим шагом является вычисление параметра скорости нарастания сигнала по формуле:

$$Y_n = |X_{n+1} - X_{n-1}|,$$

где X – массив значений напряжения отфильтрованного сигнала на исследуемом интервале; X_n – n -е значение отфильтрованного сигнала; Y – массив значений скорости нарастания отфильтрованного сигнала на исследуемом интервале.

Так как QRS-комплекс может иметь максимальное значение как в положительной, так и в отрицательной области, то значение массива X вычисляется следующим образом:

$$\max X > \min |X| \begin{cases} да, X = X; \\ нет, X = -X, \end{cases}$$

где $\max X$ и $\min X$ – максимальное и минимальное

значения отфильтрованного сигнала на исследуемом интервале.

На следующем этапе ищем пиковое значение предполагаемого QRS-комплекса, при этом должен выполняться ряд условий:

$$\begin{aligned} X_{n-1} &> X_n; \\ X_{n-1} &> X_{n-2}; \\ X_{n-1} &> 5 \text{ мВ}; \\ X_{n-1} &> 0,25 \left(\frac{\sum_{j=k-5}^{j=k} \max_j |X|}{5} \right), \end{aligned} \quad (1)$$

где k – текущий номер выбранного временного интервала.

Последнее неравенство в (1) означает, что предполагаемый отчет должен быть на четверть больше, чем среднее максимальное значение на последних пяти временных интервалах.

Если условие (1) выполняется, то в окрестности предполагаемого пика рассчитываем параметр скорости нарастания сигнала по следующим параметрам:

$$\begin{aligned} \max(Y_{n+15}, Y_{n-15}) &< 2 \text{ мВ}; \\ \max(Y_{n+15}, Y_{n-15}) &> 0,25 \left(\frac{\sum_{j=k-5}^{j=k} \max_j |Y|}{5} \right). \end{aligned} \quad (2)$$

Условие (2) означает, что в окрестности предполагаемого пика определяется скорость нарастания сигнала, не превышающая 2 мВ и на четверть большая, чем среднее максимальное значение Y на последних пяти временных интервалах.

Если выполняются условия (1) и (2), то детектируется комплекс QRS; следующий комплекс может быть определен только через 150 мс.

На рис. 1 представлен интерфейс данного алгоритма, реализованный в среде «LabVIEW». На осциллограмме рисунка исходный сигнал отображается светло-серым цветом, отфильтрованный сигнал отображается черным. Истинное расположение комплекса QRS, соответствующее аннотациям, представляется знаками X , а значения отмеченные алгоритмом, определяются знаками O .

Основными параметрами, определяющими работу алгоритма, являются чувствительность и специфичность.

Чувствительность определяет число пропущенных QRS-комплексов и определяется формулой

$$Se = \frac{TP}{TP + FN},$$

где TP – число правильно зарегистрированных сокращений; FN – число незарегистрированных сокращений.

Специфичность определяет число неверно зарегистрированных QRS-комплексов и определяется формулой:

$$Sp = \frac{TP}{TP + FP},$$

где FP – число неправильно зарегистрированных сокращений.

Для расчета чувствительности и специфичности использовалась база данных MIT-BIH сигналов [8], которая содержит 48 сигналов продолжительностью 30 мин каждый с частотой дискретизации 360 Гц.

Параметры чувствительности и специфичности для временного интервала 4 с равны соответственно 98,3 и 98,7 %. Данные результаты соответствуют детектированию всего QRS-комплекса независимо от того, какую его точку определял детектор.

При точном попадании в R-зубец QRS-комплекса чувствительность и специфичность составляют 96,4 и 96,7 % соответственно.

Алгоритм определения R-зубца

Для кардиоверсии желательно точно определить R-зубец, что требует более высоких значений специфичности. Для этих целей алгоритм был модифицирован.

Исходный сигнал фильтруется так же, как и для реализации предыдущего алгоритма. Далее выби-

рается 2-секундный временной интервал, в котором определяются следующие параметры:

$$\max X > 0,8 \min |X| \begin{cases} \text{да, } X_n = X_n; \\ \text{нет, } X_n = -X_n; \end{cases}$$

$$\max X > 0,8 \min |X| \begin{cases} \text{да, } T = \max X; \\ \text{нет, } T = 0,8 \min |X|, \end{cases}$$

где X – массив значений сигнала ЭКГ на временном интервале (X_{n-2C}, X_n) , причем X_n – текущий отсчет; C – частота дискретизации.

Следующим шагом алгоритма является вычисление скорости нарастания сигнала в каждой точке по следующей формуле:

$$Y_n = |X_n - X_{n-2}|.$$

Далее определяем максимальное значение Y_n на интервале (X_{n-2C}, X_n) .

Предполагаемый R-зубец должен удовлетворять следующим условиям:

$$X_n < X_{n-1};$$

$$X_{n-1} < X_{n-3};$$

$$X_{n-2} < X_{n-1};$$

$$X_{n-3} < X_{n-2};$$

$$\max(Y_{n-15}, Y_n) > 0,25 B,$$

где B – максимальное значение Y_n на интервале (X_{n-2C}, X_n) .

Если выполняются все вышеописанные условия, то 7 первых R-зубцов определяются согласно критерию

$$X_{n-1} > 0,75T,$$

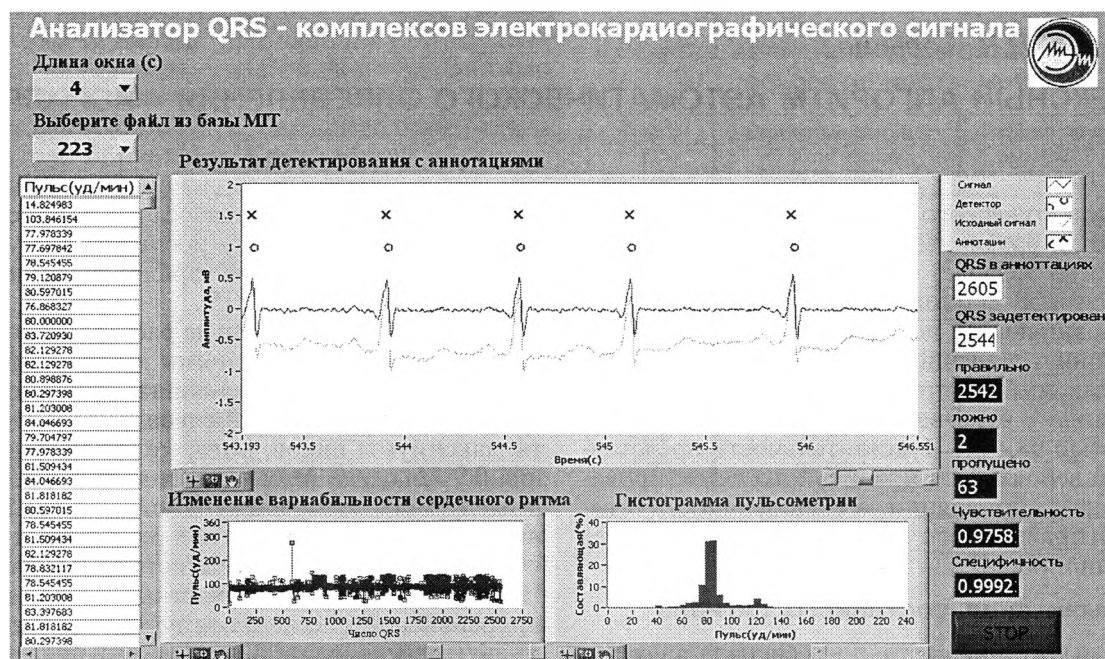


Рис. 1. Интерфейс алгоритма определения QRS

далее это выражение заменяем следующим образом:

$$X_{n-1} > 0,65P,$$

где P – среднеарифметическое значение семи последних определенных R-зубцов: P_1, P_2, \dots, P_7 . При каждом новом определении зубца P_1 удаляется, происходит смещение массива на одно значение влево; P_7 приравнивается к новому значению R-зубца. Если амплитуда определенного пика превышает значение P в полтора раза, то вместо последнего значения в P_7 записывается $1,2P$.

После определения R-зубца следующий пик может быть определен только через 200 мс.

Чувствительность и специфичность данного алгоритма на базе данных MIT-BIH составляют 99,3 и 92,7 % соответственно.

Заключение

Представленный алгоритм определения R-зубца может использоваться в системах реального времени, поскольку не требует громоздких математических вычислений и работает с текущими отсчетами сигнала ЭКГ. Высокие параметры чувствительности алгоритма, полученные при условии точной привязки к R-зубцу, показывают, что вероятность детектирования неправильного QRS-комплекса составляет менее 1 %, что позволяет использовать данный алгоритм при выполнении дефибрилляции и кардиоверсии.

Список литературы:

1. Chen P-S., Swerdlow C.D., Hwang C. et al. Current concepts of ventricular defibrillation // J. Cardiovasc. Electrophysiol. 1998. 9.
2. Jones J.L., Tovar O.H. The mechanism of defibrillation and cardioversion // Proc. IEEE. 1996. 84.

3. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селищев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. № 12.
4. Gorbunov B.B., Gusev A.N., Zhirin D.V., Selishchev S.V. Selection and Shaping of Bipolar Pulses for External Electrical Defibrillators // Biomedical Engineering. 2004. Vol. 38. № 3.
5. Востриков В.А., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Жириш Д.В., Каменский С.А., Селищев С.В. Медико-технические принципы проектирования внешних электрических дефибрилляторов с биполярной формой импульса // Известия высших учебных заведений. Электроника. 2005. № 4-5.
6. Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // IEEE Trans. on Biomed. Eng. 1990. 37.
7. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. – М.: Медпресс-информ, 2004.
8. Physiologic signal archives for biomedical research / <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>

Алексей Николаевич Гусев,
ведущий инженер-электроник,
Игорь Валерьевич Нестеренко,
ведущий инженер-электроник,
Дмитрий Викторович Тельшев,
инженер, аспирант,
кафедра «Биомедицинские системы»,
Московский государственный институт
электронной техники, г. Зеленоград,
e-mail: telyshev@bmslab.miet.ru

Н.А. Базаев, Д.В. Тельшев

КОМПЛЕКСНЫЙ АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФИБРИЛЛЯЦИИ

Для автоматического определения фибрилляции используются различные алгоритмы [1], [2]. Каждый алгоритм обладает своими преимуществами и недостатками. В данной работе предложен алгоритм, объединяющий четыре метода определения фибрилляции и сводящий к минимуму их недостатки. Комплексный алгоритм позволяет определять фибрилляцию с чувствительностью 94,3 % и специфичностью 98,4 %. Чувствительность представляет собой вероятность правильного детектирования эпизода фибрилляции, а специфичность – вероятность правильного определения эпизода без фибрилляции [3], [4].

Метод вычитания составного сигнала

Метод вычитания составного сигнала является модификацией метода сравнения с шаблоном, в

котором в качестве критического параметра выступают разности между исследуемым участком ЭКГ-сигнала и четырьмя заранее заданными шаблонными сигналами [1], [5].

Данный метод основан на расчете разности между абсолютными значениями исследуемого ЭКГ-сигнала и составного сигнала. Для того чтобы сформировать составной сигнал, необходимо найти максимумы пиков, которые превышают значение $0,9 \cdot Max$, где Max – максимальная амплитуда исследуемого четырехсекундного участка ЭКГ-сигнала. Таким образом, сигнал разбивается на $N + 1$ участок, где N – число зарегистрированных пиков. На первом и последнем участках составной сигнал приравнивается исследуемому ЭКГ-сигналу, а между двумя последовательно идущими пиками он рассчитывается по формуле: