

ЭТ.14. АЛГОРИТМ АНАЛИЗА ШОКОВЫХ РИТМОВ СЕРДЦА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРОГРАММНОЙ СРЕДЫ LABVIEW ДЛЯ ДАЛЬНЕЙШЕГО ИНТЕГРИРОВАНИЯ В АВТОМАТИЧЕСКИЙ НАРУЖНЫЙ ДЕФИБРИЛЛЯТОР

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

Каждый год в России около 300 тысяч людей умирают от внезапной остановки сердца. Более 80% из них можно спасти, если пропустить через сердце короткий импульс электрического тока (дефибрилляция) в течение первых нескольких минут после остановки сердца. С каждой минутой задержки дефибрилляции уровень выживаемости снижается примерно на 7-10%. Внезапная остановка сердца зачастую происходит вне клиники, поэтому целесообразно использование автоматического наружного дефибриллятора, данный тип дефибриллятора может использоваться не только опытными специалистами, но и людьми с минимальными навыками использования данного оборудования. Поэтому основным компонентом процессора автоматического наружного дефибриллятора является алгоритм распознавания шоковых ритмов сердца. От параметров алгоритма, интегрированного в прибор, зависит насколько точно будет определяться ритм сердца. Основной задачей, описываемой в статье, является разработка автоматического алгоритма распознавания шоковых ритмов сердца (ритмов, требующих немедленного проведения электрической дефибрилляции) с высокими показателями чувствительности и специфичности

2. Используемое оборудование и программное обеспечение

Среда графического программирования – LabVIEW 8.5

3. Описание решения

В данной статье рассматриваются шесть различных методик определения шоковых ритмов сердца, выбор которых обусловлен высокими показателями специфичности на базах данных [1, 2]. Методики, впоследствии, объединяются в комплекс и образуют единый алгоритм, позволяющий с высокой точностью определить ритм сердца по сигналу ЭКГ. Решение принималось на 6 секундном интервале. Некоторые методики хорошо изучены [3, 4] и модифицированы [5], некоторые являются новыми. В методике, описанной в [5], было решено не использовать амплитуду последнего определенного QRS-комплекса, поскольку данная величина может колебаться в большом диапазоне, что может привести к неправильному выбору L . Таким образом, ритм требующий дефибрилляции определялся, если $L < 0,6$ на более чем 80% временного интервала, на котором проводится исследование. Новые методики, использованные при разработке, описываются ниже:

1. Метод подсчета пиков. Рассчитав количество пиков абсолютного значения сигнала, амплитуда которых больше некоторого заданного уровня на рассматриваемом участке, можно получить зависимость между отсутствием и наличием шокового ритма на исследуемом интервале. Пороговый уровень определялся следующим образом:

$$A_n = \begin{cases} 0,3 \max |X_n|, & \text{если } \max |X_n| < 3 \text{ мВ}; \\ A_{n-1}, & \text{если } \max |X_n| \geq 3 \text{ мВ}, \end{cases}$$

где X_n – массив значений сигнала на n -м интервале. Если количество пиков превышает 30, то в выбранном нами 6 секундном окне будет детектироваться шоковый ритм.

2. Метод спектральной характеристики сигнала. Данный метод основан на том, что основная мощность спектра сигнала ЭКГ при шоковом ритме сердца сосредоточена на частотах до 9 Гц [6], в то время как нормальный синусный ритм имеет основную мощность спектра на более высоких частотах. Таким образом, отношение спектральной мощности сигнала до 9 Гц к спектральной мощности всего сигнала может служить характеристикой для обнаружения шокового ритма сердца, если данная величина ниже 0.55.

3. Метод наибольшего нарастания сигнала. Перед использованием данного алгоритма применялся полосовой фильтр с полосами пропускания 14,5 и 23,5 Гц, данный тип фильтрации оставляет в сигнале только узкую полосу в спектре, соответствующую QRS-комплексу.

Данный алгоритм основан на том, что после фильтрации QRS-комплекс имеет большую скорость нарастания фронта, нежели сигнал шокового ритма сердца. На рисунке 1 представлен переходный ритм ЭКГ и пример фильтрации сигнала, где: черная линия – исходный сигнал ЭКГ; светло-серая линия – сигнал ЭКГ после фильтрации, описанной выше; темно-серая линия – полосовой фильтр с полосами пропускания 2 и 30 Гц. Данный тип фильтрации выбирается для подавления помех

возникающих в сигнале ЭКГ, при его использовании сигнал ЭКГ искажается незначительно. Критерий для метода выглядит следующим образом:

$$\max|X_n - X_{n-2}| > 0,275 \text{ мВ},$$

если данное условие выполняется более чем на 30% временного интервала, то определяется шоковый ритм сердца.

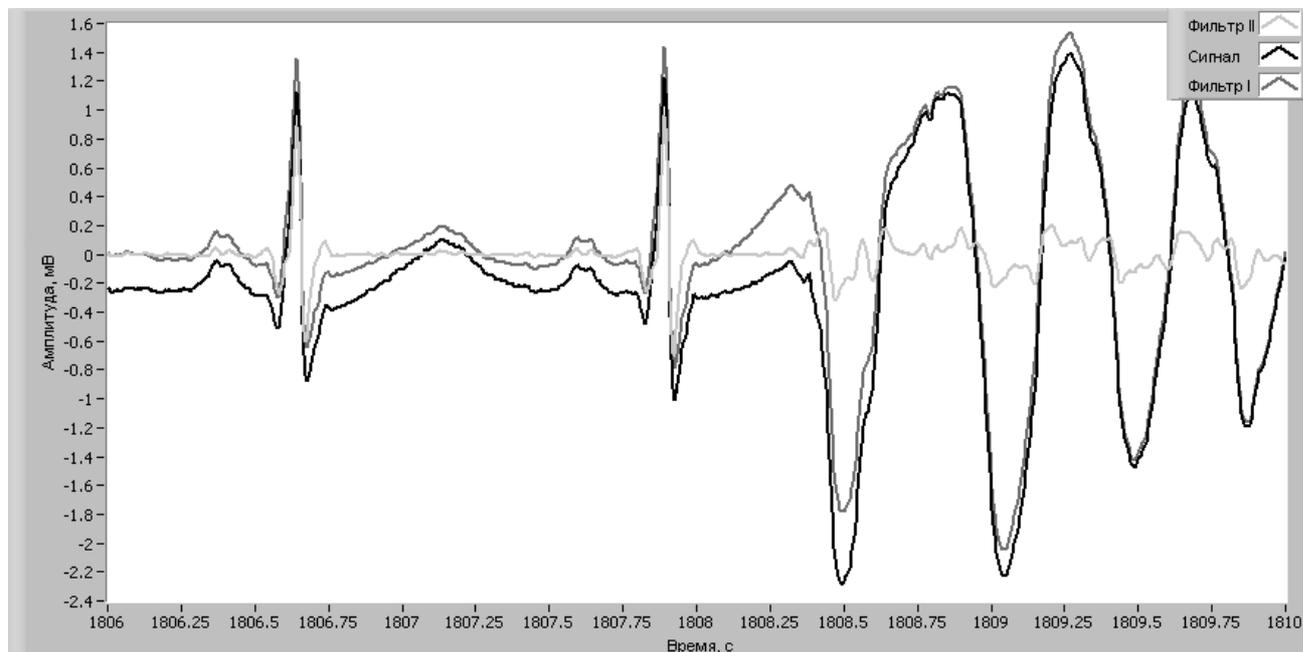


Рис.1. Фильтрация сигнала ЭКГ

Совокупность методик объединяется в результирующий алгоритм. Каждой методике было присвоен соответствующий коэффициент, при шоковом ритме коэффициент равнялся номиналу, при нормальном ритме – нулю. На каждом временном интервале коэффициенты методик суммировались.

Если суммарный коэффициент превышал пороговое значение, то определялся шоковый ритм сердца. Пороговое значение выбиралось в соответствии с особенностями сигнала ЭКГ. Например, на интервале, где шоковый ритм маловероятен пороговое значение увеличивалось. Описанный выше алгоритм был протестирован:

- на базе данных АНА [1], которая содержит 80 записей ЭКГ, длительностью 35 минут каждая;
- на базе данных MIT [2], которая содержит 48 записей ЭКГ, длительностью 30 минут каждая.

Результирующая чувствительность и специфичность на вышеуказанных базах 95,4% и 99,8% соответственно, что соответствует требованиям стандарта [7]. На рисунке 2 представлен пример работы алгоритма определения шоковых ритмов сердца.

4. Внедрение и его перспективы

Разработанный алгоритм предназначен для устройств автоматического определения ритмов сердца, в частности для автоматических наружных дефибрилляторов.

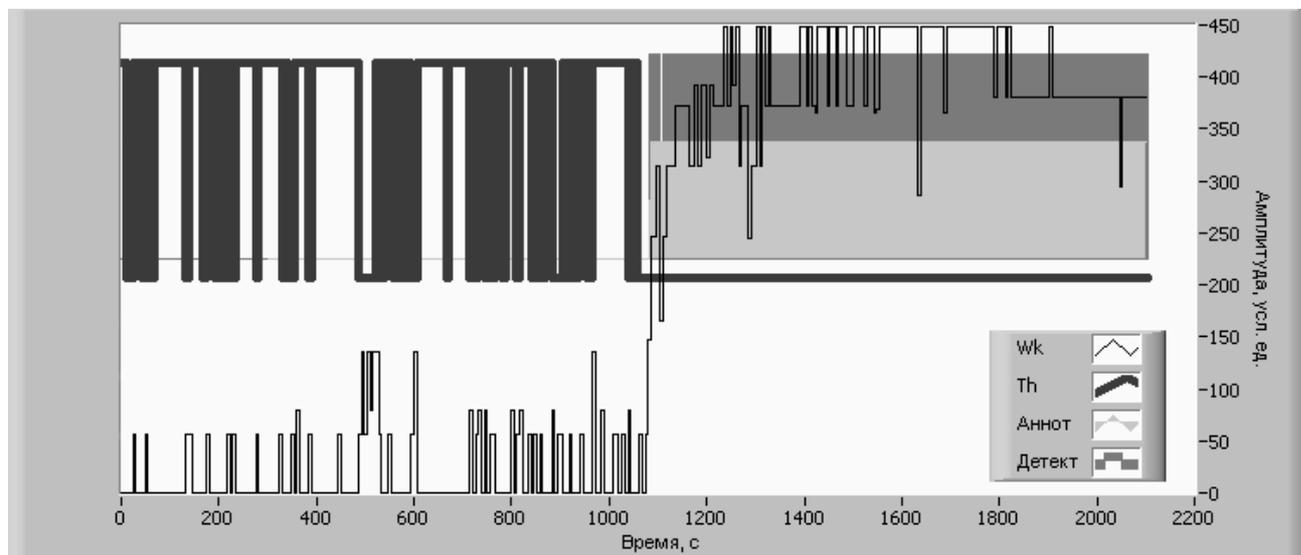


Рис. 2. Пример работы алгоритма. Жирная черная линия – показывает пороговое значение для принятия решения алгоритмом, черная линия показывает сумму коэффициентов, светло-серая область – шоковый ритм, определенный в аннотациях к сигналу, темно-серая область – шоковый ритм, определенный алгоритмом

5. Список литературы

1. American Heart Association, AHA database. <http://www.americanheart.org>
2. Massachusetts Institute of Technology, MIT database <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
3. Каменский С.А., Автоматическое распознавание шоковых ритмов сердца методом межпорогового частотно-временного анализа ЭКГ. // Автореферат диссертации на соискание учёной степени кандидата технических наук. – 2005
4. Mattaponi T, Kanaan N, Reggie D, Bah M, Lin D, Welch S, Williams C. Performance of an automatic external cardioverter-defibrillator algorithm in the discrimination of supraventricular from ventricular tachycardia. // *The American Journal of Cardiology*, 2003. Vol. 91, Issue 11, pp 1323-1326
5. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Каменский С.А., Селищев С.В. Сравнение эффективности и помехоустойчивости алгоритмов распознавания шоковых ритмов сердца. // *Медицинская техника*, 2004, № 3, с. 22-28.
6. Clayton R.H, Murray A, Campbell R.W. Objective features of the surface electrocardiogram during ventricular tachyarrhythmias. // *Eur Heart J* 16, 1995. pp. 1115–1119
7. IEC 60601-2-4:2002, Medical electrical equipment – Part 2-4: General requirements for safety– Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators