

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
электроной 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:

$$R_i = \frac{1}{2} \cdot \text{Max} \cdot \left(\cos \left(\frac{2 \cdot \pi \cdot t}{T_i} \right) + 1 \right),$$

где R_i – составной сигнал на i -м участке; T_i – длительность i -го участка; $i = 2, 3, \dots, N - 2$; $t \in [0; T_i]$. Критический параметр данного метода определяется суммой поэлементных разностей абсолютных значений исследуемого и составного сигналов:

$$S = \sum_i |ECG(j) - R(j)|.$$

Если рассчитанное значение S меньше установленного порогового значения, то на исследуемом интервале определяется фибрилляция. Чувствительность и специфичность данного метода зависят от выбора порогового значения. Его оптимальная величина составляет 500, при этом чувствительность и специфичность метода равны 93,1 и 77,0 % соответственно.

Метод подсчета пиков

Эмпирическим образом была обнаружена зависимость между числом пиков, амплитуда которых больше $0,3 \cdot \text{Max}$, и наличием/отсутствием на них фибрилляции. Для четырехсекундного временного интервала критическое число пиков равно 25. Оно должно рассчитываться в соответствии с длительностью рассматриваемого интервала. Чувствительность и специфичность для этого метода на базе данных Американской кардиологической ассоциации соответственно равны 78,7 и 95,1 %.

Метод отношения мощностей фильтрованного и исходного сигналов

Спектр электрокардиограмм нешоковых ритмов сердца расположен в интервале частот от 1 до 30 Гц, в то время как спектр фибрилляции расположен в основном в интервале частот от 1 до 10 Гц. Поэтому критическим параметром данного метода является отношение мощности сигнала с вырезанными частотными составляющими от 0 до 10 Гц к мощности исходного сигнала, прошедшего только предварительную обработку. Критический параметр рассчитывается следующим образом:

$$P_w = 255 \cdot \frac{\sum_i ECG_i^1}{\sum_i ECG_i^2},$$

где

$\sum_i ECG_i^1$ – мощность исходного сигнала с вырезанными частотными составляющими от 0 до 10 Гц;

$\sum_i ECG_i^2$ – мощность исходного сигнала, прошедшего только предварительную фильтрацию.

Если полученное значение P_w превышает 110, то считается, что на сигнале отсутствует фибрилляция, если значение P_w меньше 75, то на рассматриваемом интервале определяется фибрилляция.

Интервал $75 < P_w < 110$ считается переходным, и при этом для принятия решения применяются дополнительные параметры.

Чувствительность и специфичность данного метода на базе данных Американской кардиологической ассоциации составили 43,2 и 98,0 % соответственно для четырехсекундного окна.

Метод расчета относительной частоты попадания сигнала вне информативного интервала

Для выявления новых интегральных характеристик ЭКГ-сигнала, позволяющих достоверно распознавать фибрилляцию, был рассмотрен характер распределения относительных частот сигнала по интервалам амплитуды. Такой подход позволил выделить из всего диапазона амплитуд сигнала ЭКГ узкую область, обладающую наибольшей информативностью для автоматического определения фибрилляции [6].

Интервал амплитуд $(-0,2 \cdot \text{Max}; 0,2 \cdot \text{Max})$ считается информативным для определения типа сигнала, где Max – максимальное значение амплитуды анализируемого участка ЭКГ-сигнала. Метод состоит в том, чтобы посчитать число отсчетов, амплитуда которых выходит за пределы информативного интервала. Критический параметр этого метода рассчитывается по формуле:

$$W = \frac{N_1}{N_1 + N_2},$$

где N_1 – число отсчетов, амплитуда которых находится вне информативного интервала, а N_2 – число отсчетов, амплитуда которых находится в информативном интервале. Оптимальное пороговое значение критического параметра W выбрано на основе данных, представленных в табл. 1.

Таблица 1

Влияние величины порогового значения на эффективность метода

Пороговое значение, отн. ед.	Синусные ритмы (70 сигналов по 35 мин)	Фибрилляция и другие ритмы (10 сигналов по 35 мин)
	специфичность/чувствительность, %	специфичность/чувствительность, %
0,3	97,29 / -	68,31 / 81,78
0,31	97,91 / -	68,42 / 81,34
0,32	98,41 / -	68,42 / 81,12
0,35	99,32 / -	68,62 / 79,91
0,37	99,63 / -	68,66 / 77,38
0,4	99,87 / -	68,81 / 74,19
0,45	99,95 / -	69,27 / 65,60
0,5	99,99 / -	70,35 / 49,97
0,57	99,99 / -	71,67 / 15,74

Из табл. 1 видно, что этот метод хорошо определяет синусные ритмы, однако на сигналах с другими типами ритмов его характеристики недостаточно велики. Оптимальные характеристики эффективности получаются при пороговом значении $W_{кр} = 0,35$. Данный метод предлагается использовать в качестве первого звена алгоритмической цепи, чтобы на первом этапе отсеивать синусные ритмы сердца. Основным преимуществом этого метода является его простота и, следовательно, быстродействие.

Комплексный алгоритм определения фибрилляции

Комплексный алгоритм основан на комбинации четырех методов. Диапазоны значений трех из них разбиваются на три области: соответствующие фибрилляции, норме и неопределенным ритмам. Таким образом, специфичность и чувствительность каждого из методов повышается. В качестве первого звена алгоритмической цепи предлагается использовать метод расчета относительной частоты попадания сигнала вне информативного интервала, для того чтобы быстро и надежно отсеивать синусные ритмы. Рис. 1 отображает это разделение.

На втором этапе (если принимается решение о том, что ритм не является синусным) рассчитываются еще два критических параметра и производится повторное распознавание фибрилляции. На последнем этапе рассчитывается еще один критический параметр, на основе которого принимается окончательное решение. Блок-схема алгоритма представлена на рис. 2.

Эффективность работы данного алгоритма рассматривалась на базе данных Американской кардиологической ассоциации (АНА), базе данных Европейского общества кардиологии (EDB) и базе данных

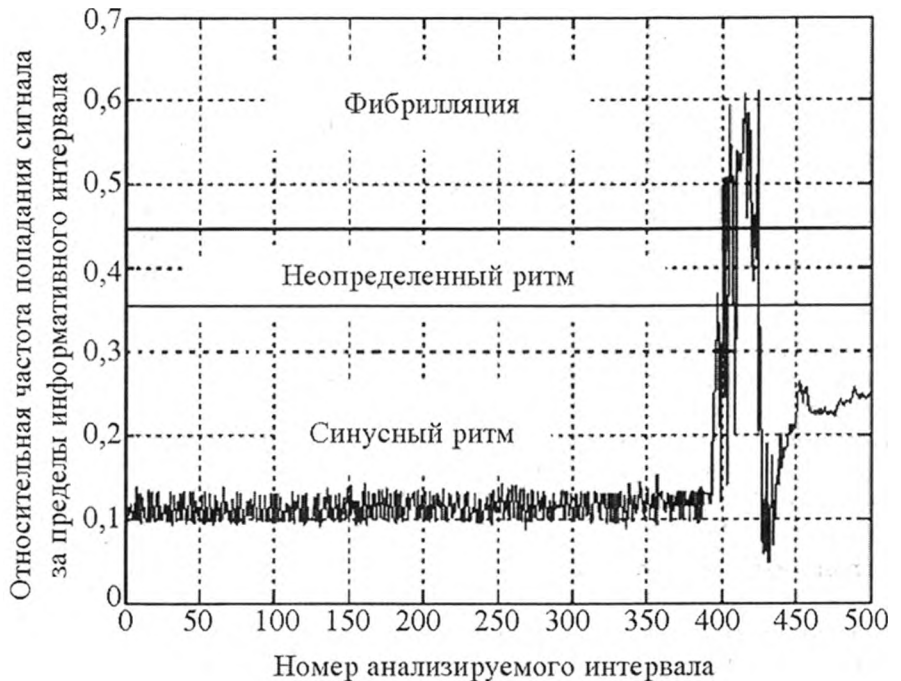


Рис. 1. Разбиение области частот в комплексном методе определения фибрилляции

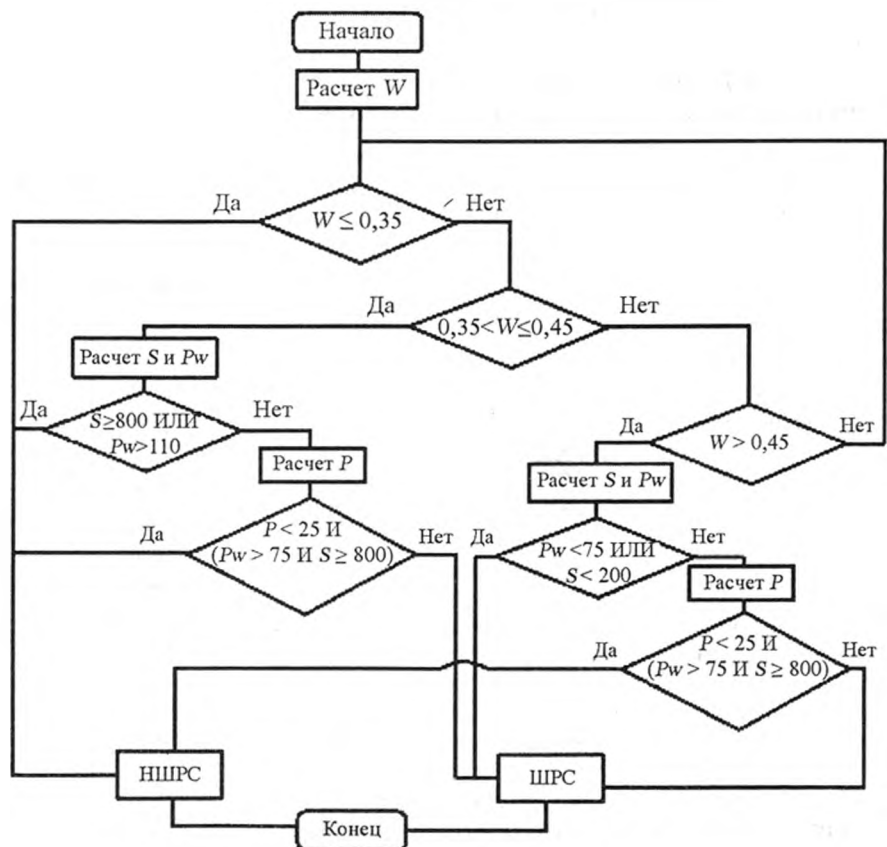


Рис. 2. Алгоритм работы комплексного алгоритма автоматического определения фибрилляции для четырехсекундного интервала

Таблица 2

Средние значения чувствительности и специфичности алгоритмов по базе данных Американской кардиологической ассоциации

Алгоритм	Чувствительность, %	Специфичность, %
Вычитание составного сигнала	77,0	93,1
Подсчет пиков	78,7	95,1
Отношение мощностей	43,2	98,0
Частота попадания сигнала вне информативного интервала	71,0	93,3
Комплексный алгоритм	94,3	98,4

аритмий Массачусетского технологического института (MIT). Прежде чем производить анализ сигналов, проводили их предварительную обработку, для того чтобы удалить дрейф изолинии, наводки сети и др. Для этого использовали фильтр Баттерворта и окно Кайзера. Предварительная фильтрация была необходима, чтобы оставить информативные частотные составляющие сигнала (1...30 Гц) и вырезать все остальные. Для того чтобы убрать дрейф изолинии, использовали окно Кайзера. Поскольку порядок фильтра существенно влияет на чувствительность и специфичность алгоритма, были найдены такие порядки, при которых параметры эффективности были оптимальными. Эффективность комплексного алгоритма рассчитывали для порядков окна Кайзера от 10 до 20 и для порядков фильтров Баттерворта от 1 до 10. Оптимальные значения чувствительности и специфичности достигаются при порядке окна Кайзера – 16 и при порядках фильтров Баттерворта – 4. На рис. 3 изображена зависимость чувствительности и специфичности комплексного алгоритма определения фибрилляции от порядка фильтров Баттерворта для фильтра Кайзера с порядком 16.

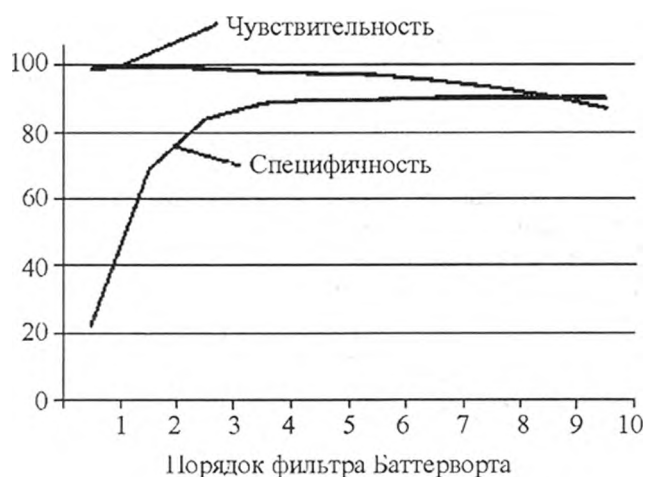


Рис. 3. Зависимость чувствительности и специфичности комплексного алгоритма от порядка фильтров Баттерворта (для фильтра Кайзера с порядком 16)

Заключение

В данной работе предлагается комплексный алгоритм, позволяющий определять фибрилляцию с чувствительностью 94,3 % и специфичностью 98,4 %. В табл. 2 представлены средние значения чувствительности и специфичности каждого метода в отдельности, а также комплексного алгоритма.

Оптимальная длина окна для данного алгоритма составляет 4 с. Среднее время принятия решения на одном эпизоде – чуть более 4 с.

Список литературы:

1. Amann A., Tratnig R., Unterkofler K. Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators // Biomedical Engineering Online. 2005.
2. 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.
3. American National Standard ANSI/AAMI EC38:1998 Ambulatory cardiographs.
4. American National Standard ANSI/AAMI EC57:1998 Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST-segment measurement algorithms.
5. Tratnig R. Reliability of new fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators (AEDs) / Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Doktor der Technischen Wissenschaften. 2005.
6. Каменский С.А. Автоматическое распознавание шоковых ритмов сердца методом межпорогового частотно-временного анализа ЭКГ / Автореферат дис. на соискание уч. степ. канд. техн. наук. 2005.

*Николай Александрович Базаев,
магистр техники и технологии
по специальности «Электрика и
микроэлектроника»,*

*инженер,
Дмитрий Викторович Тельшиев,
аспирант,
инженер,*

*кафедра «Биомедицинские системы»,
Московский государственный институт
электронной техники,
г. Зеленоград,
e-mail: simple210@yandex.ru*