

БИОМЕДИИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

УДК 615.47;51-76

Алгоритм определения фибрилляции желудочков для автоматических наружных дефибрилляторов

Д.В. Тельшев

**Московский государственный институт электронной техники
(технический университет)**

Описан алгоритм определения фибрилляции желудочков в автоматических наружных дефибрилляторах. Приведены методики определения фибрилляции, протестированные на стандартных базах данных ЭКГ (ANA, MIT). Показано целесообразное использование методик в комплексе. Введение весовых коэффициентов позволяет увеличить результирующие показатели детектирования.

Одной из основных причин остановки сердца является фибрилляция желудочков (ФЖ), которая представляет собой беспорядочное сокращение отдельных групп мышечных волокон сердца. Появление ФЖ вызывает прекращение тока крови даже в крупных артериях. Продолжающаяся более нескольких минут ФЖ ведет к смерти. Наиболее эффективным способом прекращения ФЖ и восстановления работы сердца является электрическая дефибрилляция. Основным фактором, влияющим на выживание пациента, является промежуток времени до дефибрилляции. С каждой минутой задержки дефибрилляции уровень выживаемости после ФЖ снижается примерно на 7–10%. Согласно [1] время срабатывания алгоритма не должно превышать 15 с.

Основные показатели, определяющие эффективность алгоритма определения ФЖ, являются чувствительность – общее количество правильно задетектированных ФЖ к общему числу фибрилляций в сигнале и специфичность – отношение правильно задетектированных не ФЖ к общему количеству не ФЖ.

Алгоритм, встраиваемый в процессор автоматического наружного дефибриллятора, должен иметь ограниченное время принятия решения и обладать высокими показателями чувствительности и специфичности. Существует большое количество алгоритмов определения ФЖ [2, 3], однако более высокие показатели чувствительности и специфичности соответствуют использованию нескольких алгоритмов в комплексе [4]. Алгоритмы обладают различными показателями чувствительности и специфичности, поэтому целесообразно вводить весовые коэффициенты для каждого из используемых алгоритмов.

В настоящей работе рассматриваются шесть различных алгоритмов определения ФЖ, выбор которых обусловлен высокими показателями специфичности на базах данных [5, 6]. Алгоритмы впоследствии объединяются в комплекс и образуют единую методику, позволяющую с высокой точностью определить ФЖ по сигналу ЭКГ.

Фильтрация сигнала ЭКГ. Использовались два фильтра: полосовой (фильтр I) с полосами пропускания 2 и 30 Гц для подавления помех, возникающих в сигнале ЭКГ (более подробно шумы, влияющие на электрокардиографический сигнал, описаны в [7]), и полосовой (фильтр II) с полосами пропускания 14,5 и 23,5 Гц, которые оставляют в сигнале только узкую часть в спектре, соответствующую QRS-комплексу.

© Д.В. Тельшев, 2010

Алгоритмы анализа ритма ЭКГ. Каждый алгоритм тестировался на сигналах 8201–8210 базы данных АНА [5]. Выбор этих сигналов основан на том, что каждый из них содержит временные интервалы как с нормальным синусным ритмом ЭКГ, так и с ФЖ. Анализ проводился с использованием 6-секундного временного окна.

Метод режекторного фильтра ФЖ. Перед детектированием ФЖ с использованием данного алгоритма применялся фильтр I. Решающим фактором этого метода является величина утечки обрабатываемого сигнала через режекторный фильтр, заграждающий полосу частот, свойственную ФЖ [8]. В норме энергия электрокардиосигнала не скомпенсирована симметрично относительно изоэлектрической линии, однако при возникновении ФЖ некоторая симметричность наблюдается ввиду квазисинусоидальности регистрируемой волны. Следовательно, сложение обрабатываемого сигнала с самим собой, сдвинутым по фазе на половину периода, соответствующего средней частоте сигнала, приводит к значительному снижению энергии результирующего сигнала в случае ФЖ. При нормальном ритме столь выраженного снижения не наблюдается.

Алгоритм рассчитывает среднюю частоту сигнала и соответствующий ей период

$$T = 2\pi \sum_{i=1}^m |V_i| \left(\sum_{i=1}^m |V_i - V_{i-1}| \right)^{-1},$$

где V_i – амплитуда i -го дискретного отсчета сигнала, m – число дискретных отсчетов на анализируемом отрезке сигнала.

Далее формируется режекторный заграждающий фильтр (фильтр ФЖ), который получается сложением регистрируемого сигнала с самим собой, сдвинутым на половину рассчитанного периода. Измеряется утечка фильтра ФЖ (L):

$$L = \sum_{i=1}^m |V_i + V_{i-(T/2)}| \left[\sum_{i=1}^m (|V_i| + |V_{i-(T/2)}|) \right]^{-1}.$$

Изначально решение о наличии в обрабатываемом сигнале ФЖ принималось, если максимум амплитуды анализируемого сигнала превышал одну треть амплитуды последнего определенного QRS-комплекса и $L < 0,406$, а также амплитуда анализируемого сигнала не превышала одну треть амплитуды последнего определенного QRS-комплекса и $L < 0,625$. Амплитуда последнего не использовалась, поскольку она может колебаться в большом диапазоне, что может привести к неправильному выбору L . Таким образом, ФЖ детектировалась, если $L < 0,6$ более чем на 80% временного окна.

Метод расчета относительной частоты попадания сигнала вне информативного интервала. Перед детектированием ФЖ с использованием данного алгоритма применялся фильтр II. Для выявления новых интегральных характеристик ЭКГ-сигнала, позволяющих достоверно распознавать ФЖ, 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 ФЖ [9].

Интервал амплитуд ($-0,2 \text{ max}; 0,2 \text{ max}$) считается информативным для определения типа сигнала, где max – максимальное значение амплитуды анализируемого участка электрокардиографического сигнала. Метод состоит в подсчете количества отсчетов, амплитуда которых выходит за пределы информативного интервала. Критический параметр этого метода рассчитывается по формуле $W = N_1(N_1 + N_2)^{-1}$, где N_1 – количество отсчетов, амплитуда которых находится вне информативного интервала, N_2 – количество отсчетов, амплитуда которых находится в информативном интервале. ФЖ детектировалась, если параметр W превышал значение 0,35. На рис.1 представлен пример работы данного метода.

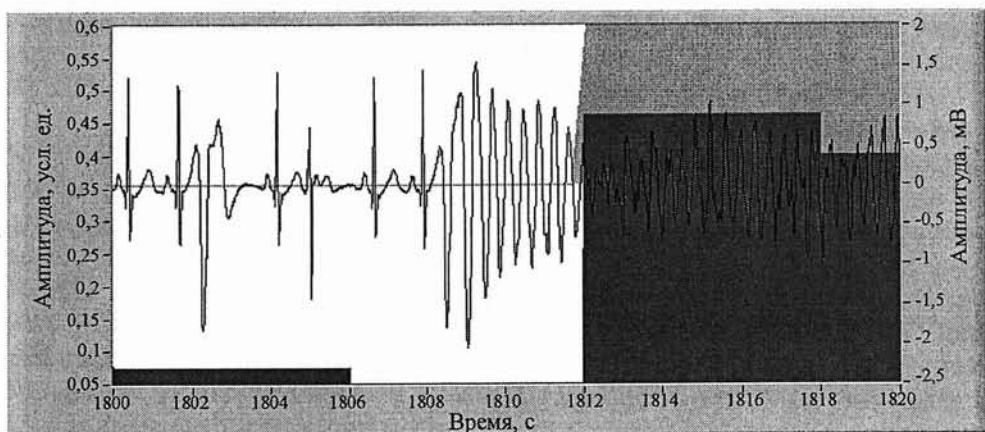


Рис.1. Определение фибрилляции желудочков методом расчета относительной частоты попадания сигнала вне информативного интервала: темно-серая область характеризует параметр W , светло-серая – участок с фибрилляцией желудочков

Метод определения формы сигнала. Данный метод предусматривает нахождение средней величины амплитуды сигнала, нормализованной относительно амплитуды R -зубца [10]. Для каждого QRS-комплекса, определенного алгоритмом детектирования [11], рассчитывается значение FFi по формуле

$$FFi = \left[100 \sum_1^N abs(A_n) \right] [N \cdot abs(A_r)]^{-1},$$

где N – общее число отчетов между текущим и предыдущим R -зубцом; A_n – n -е значение амплитуды сигнала ЭКГ; A_r – значение амплитуды текущего R -зубца.

Если разность между максимальным и минимальным значением сигнала на 200-миллисекундном интервале превышает 0,2 мВ и значение $FFi > 20$ на 70% исследуемого интервала, то определяется ФЖ. На рис.2 приведен пример работы данного алгоритма.

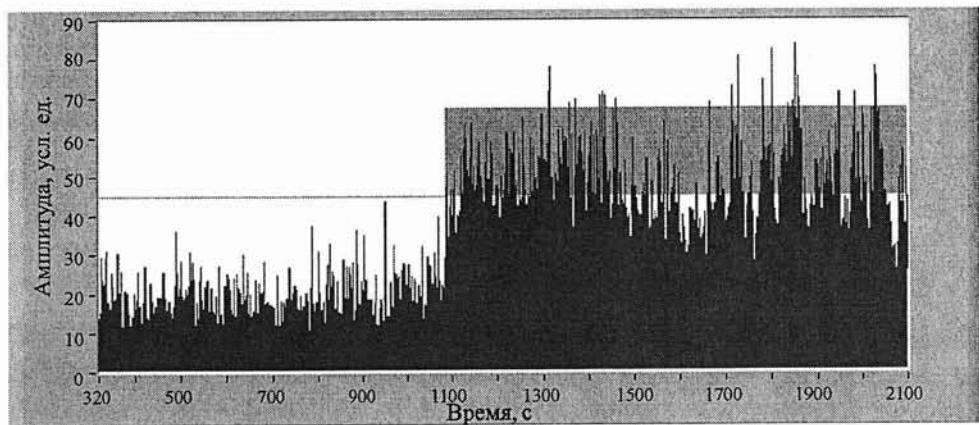


Рис.2. Детектирование фибрилляции желудочков методом определения формы сигнала: темно-серая область представляет параметр FFi , светло-серая область – интервал с ФЖ

Метод подсчета пиков. Перед детектированием ФЖ с использованием данного алгоритма применялся фильтр I. Метод основан на том, что ФЖ представляет собой быстрое хаотическое сокращение желудочков, что отражается на кардиограмме. Расчитав количество пиков абсолютного значения сигнала, амплитуда которых больше некоторого заданного уровня на рассматриваемом участке, можно получить зависимость между отсутствием и наличием ФЖ 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 ФЖ. Возможным недостатком данного метода является определение ритма с частотой сокращения миокарда выше 300 ударов в минуту, как ФЖ.

Метод спектральной характеристики сигнала. Перед детектированием ФЖ с использованием данного алгоритма применялся фильтр I. Метод основан на том, что основная мощность спектра сигнала ЭКГ при ФЖ сосредоточена на частотах до 9 Гц [12], 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 ФЖ, если данная величина ниже 0,55. Изменение спектральной характеристики в зависимости от ритма ЭКГ представлено на рис.3.

Метод наибольшего нарастания сигнала. Перед детектированием ФЖ с использованием данного алгоритма применялся фильтр II. После фильтрации остается только узкая полоса в спектре сигнала, которая должна соответствовать QRS-комплексу сигнала ЭКГ (рис.4). Отсутствие QRS-комплексов при определенных условиях может быть расценено как ФЖ.

Данный алгоритм основан на том, что QRS-комплекс имеет большую скорость нарастания фронта, чем сигнал фибрилляции после фильтрации. 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 ФЖ.

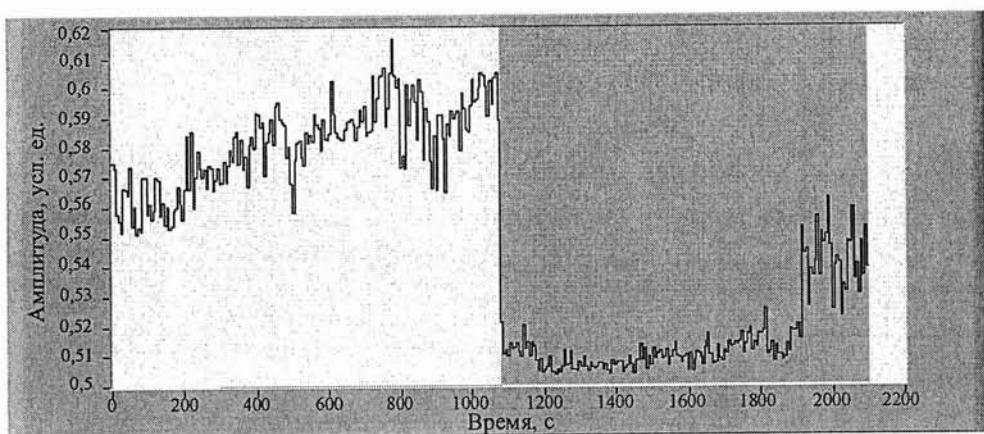


Рис.3. Спектральная характеристика сигнала: белая область – отсутствие фибрилляции; серая область – фибрилляция желудочков

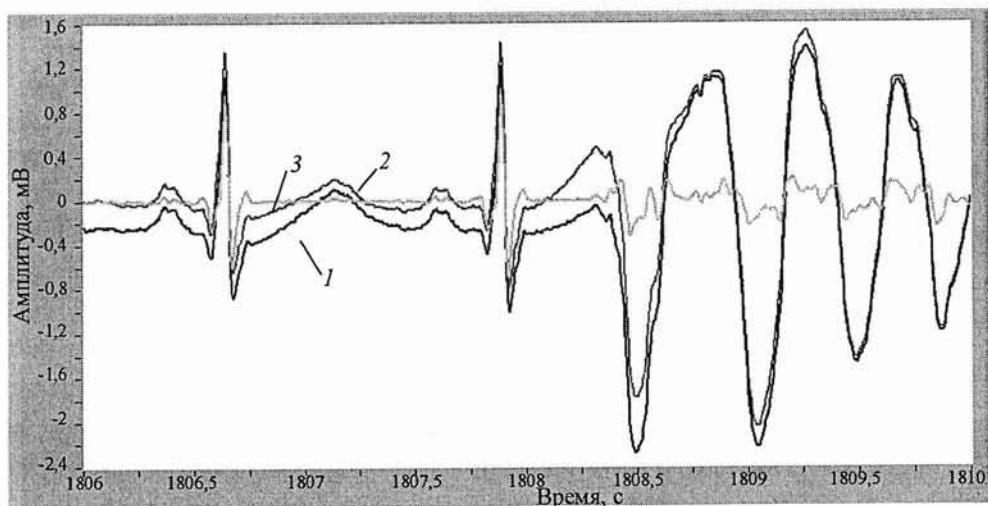


Рис.4. Фильтрация сигнала: 1 – исходный сигнал; 2 – фильтр I; 3 – фильтр II

Статистические параметры алгоритмов и выбор весовых коэффициентов. Основные требования к алгоритму определения ФЖ представлены в [1], где указано, что алгоритм определения ФЖ должен иметь чувствительность и специфичность выше 90 и 95% соответственно. Таким образом, результирующий алгоритм должен удовлетворять данным условиям.

В таблице представлены результаты чувствительности и специфичности всех шести представленных алгоритмов на сигналах 8201–8210 базы данных АНА, где введены следующие обозначения: РФ – метод режекторного фильтра ФЖ; ОЧ – метод расчета относительной частоты попадания сигнала вне информативного интервала; ФС – метод определения формы сигнала; ПП – метод подсчета пиков; СХ – метод спектральной характеристики сигнала; НС – метод наибольшего нарастания сигнала.

Чувствительность/специфичность (%) алгоритмов на сигналах 8201–8210 базы данных АНА

Сигнал	РФ	ОЧ	ФС	ПП	СХ	НС
8201	97,9/99,7	95,8/100,0	97,9/100,0	89,6/100,0	100,0/98,7	90,0/99,7
8202	84,5/98,6	52,7/98,2	92,5/98,6	69,4/96,2	99,5/96,	82,7/97,3
8203	70,5/80,9	97,6/99,7	77,9/100,0	91,7/73,1	95,9/99,7	90,9/100,0
8204	98,9/99,7	78,3/100,0	95,3/100,0	87,4/100,0	100,0/1,1	76,0/100,0
8205	68,3/99,9	66,5/100,0	72,8/92,5	81,0/86,0	81,0/40,2	9,5/100,0
8206	78,2/98,8	49,3/100,0	78,2/99,2	87,8/82,8	94,4/84,9	44,7/100,0
8207	68,7/99,6	96,9/100,0	99,2/100,0	98,2/90,8	86,8/78,4	73,2/100,0
8208	56,0/99,2	82,2/100,0	91,5/100,0	87,7/99,2	99,2/65,8	88,1/100,0
8209	97,0/98,5	80,4/100,0	70,2/100,0	97,0/98,8	100,0/97,1	100,0/99,5
8210	47,4/99,8	80,0/99,0	80,0/100,0	99,0/98,3	100,0/99,8	100,0/95,9
Общая	70,7/98,0	83,1/99,6	88,1/98,8	90,7/93,2	95,3/77,1	77,7/99,1

Основываясь на результатах, приведенных в таблице, и специфичности, которая является более сильным критерием в алгоритме определения ФЖ по сравнению с чувствительностью [13], весовой коэффициент для каждого из алгоритмов рассчитывается по формуле

$$K = Se \left(\frac{Sp}{100} \right)^2, \text{ где } Se - \text{чувствительность алгоритма, } Sp - \text{специфичность алгоритма.}$$

На рис.5 представлены результаты расчета весовых коэффициентов для используемых алгоритмов. Видно, что наибольшим весом будет обладать метод определения формы сигнала, а наименьшим – метод спектральной характеристики сигнала.

Пороговое значение определения ФЖ. Для каждого временного интервала обрабатываемого сигнала весовые коэффициенты складываются и определяются следующим образом:

- если алгоритм определяет во временном окне ФЖ, то значение его весового коэффициента соответствует номиналу;
- если алгоритм не определяет во временном окне ФЖ, то значение весового коэффициента приравнивается нулю.

Идеальный вариант работы комплексного алгоритма выглядит следующим образом: на временном интервале с фибрилляцией пороговый параметр равен сумме всех номинальных значений весовых коэффициентов, на интервале без фибрилляции – равен нулю.

На практике пороговое значение детектирования ФЖ выбирается следующим образом:

$$Th = \min 2 + \max 2 + \min 1.$$

Данное уравнение означает, что пороговая величина складывается из двух минимальных весовых коэффициентов и коэффициента алгоритма с наибольшей специфичностью из всех представленных (метод ОЧ).

Выявлена зависимость между параметрами W и L и отсутствием ФЖ:

- чем больше величина L на исследуемом интервале, тем менее вероятно присутствие ФЖ на данном интервале;

- если максимальная амплитуда сигнала на исследуемом интервале в пределах от 1 до 1,5 мВ (отсутствуют единичные всплески), то вероятность точного принятия решения, используя параметр W , выше, что послужило причиной введения критерия отсутствия ФЖ.

На исследуемом временном интервале отсутствует ФЖ, если выполняется любое из нижеперечисленных условий:

- $W < 0,35$, максимальная амплитуда сигнала после фильтрации I лежит в интервале от 1 до 1,5 мВ и $L > 0,6$ более чем на 50% временного окна;
- $W < 0,35$ и $L > 0,75$ более чем на 35% временного окна;
- $W < 0,45$ и $L > 0,75$ на всем временном интервале;
- сумма весовых коэффициентов (W_k) на исследуемом интервале меньше Th .

В остальных случаях сигнал определяется как ФЖ. На рис.6 представлен пример работы комплексного алгоритма определения ФЖ. На интервалах, где ФЖ отсутствует по первым трем вышеописанным критериям, величина Th умножается на 2 для более наглядной визуализации.

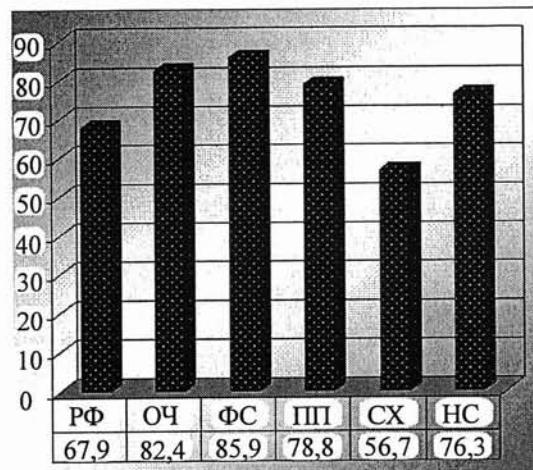


Рис.5. Весовые коэффициенты алгоритмов определения фибрилляции желудочков

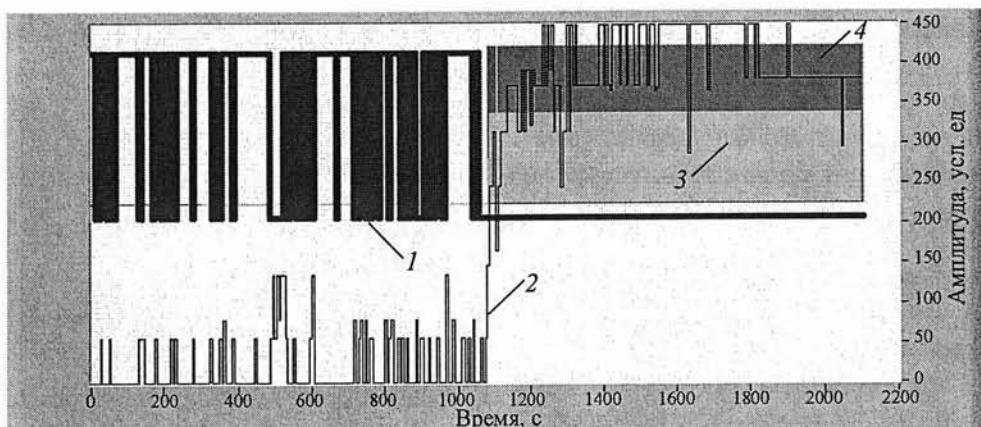


Рис.6. Визуализация работы комплексного алгоритма определения фибрилляции с использованием весовых коэффициентов: 1 – пороговое значение детектирования ФЖ Th ; 2 – сумма весовых коэффициентов; 3 – участок с ФЖ; 4 – участок, определенный алгоритмом как ФЖ

Алгоритм определения фибрилляции желудочков протестирован на базе данных:

- АНА [5], которая содержит 80 записей ЭКГ длительностью 35 мин каждая;
- МИТ [6], которая содержит 48 записей ЭКГ длительностью 30 минут каждая.

Результирующая чувствительность и специфичность на сигналах 8201–8210 базы данных АНА составляет 95,4 и 99,5%, а на вышеуказанных базах 95,4 и 99,8% соответственно, что удовлетворяет требованиям стандарта [1].

При большом разнообразии алгоритмов определения ФЖ остается проблема разработки алгоритма, с помощью которого можно с высокой точностью и в короткий временной интервал определить, является ли ритм ЭКГ фибрилляцией желудочков. Рассмотренный в настоящей работе комплексный алгоритм определения ФЖ объединяет различные методики и подходы. Уровень современной электроники позволяет одновременно использовать несколько алгоритмов в режиме реального времени, а введение весовых коэффициентов, обусловленное различным вкладом методик в результирующий алгоритм, обеспечивает высокие характеристики чувствительности и специфичности. Однако данное направление развития алгоритмов до конца не изучено и в дальнейших исследованиях возможны корреляции как методик, входящих в результирующий алгоритм, так и выбора весовых коэффициентов.

Литература

1. IEC 60601-2-4:2002. Medical electrical equipment. – P. 2–4: General requirements for safety. – Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators.
2. Jekova I. Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG // Physiological measurement. – 2000. – № 21(4). – P. 429–39.
3. Amann A., Tratnig R., Unterhofer K. A new ventricular fibrillation detection algorithm for automated external defibrillators // Computers in cardiology. – 2005. – P. 559–562.
4. Базаев Н.А., Тельышев Д.В. Комплексный алгоритм автоматического определения фибрилляции // Медицинская техника. – 2009. – № 2. – С. 22–25.
5. American Heart Association, AHA database. – URL: <http://www.americanheart.org>
6. Massachusetts Institute of Technology, MIT database. – URL: <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
7. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms / G.M.Friesen, T.C.Jannett, M.A.Jadallah et al. // Biomedical Engineering, IEEE Transactions. – 1990. – Vol. 37, Issue 1. – P. 85–98.

8. 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.
9. Каменский С.А. Автоматическое распознавание шоковых ритмов сердца методом межпорогового частотно-временного анализа ЭКГ // Автореферат дисс. на соискание ученой степени канд. техн. наук. – 2005.
10. Performance of an automatic external cardioverter-defibrillator algorithm in the discrimination of supraventricular from ventricular tachycardia / T.Mattioni, N.Kanaan, D.Riggio et al. // The american journal of cardiology. – 2003. – Vol. 91, Issue 11. – P. 323–1326.
11. Гусев А.Н., Нестеренко И.В., Тельышев Д.В. Определение QRS-комплексов в электроэнцефалографических сигналах для реализации процедуры дефибрилляции и кардиоверсии // Медицинская техника. – 2009. – № 2. – С. 20–22.
12. Clayton R.H., Murray A., Campbell R.W. Objective features of the surface electrocardiogram during ventricular tachyarrhythmias // Eur Heart. – 1995. – J. 16. – P. 1115–1119.
13. Tratnig R. Reliability of new fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators (AEDs) // Dissertation zur erlangung des academishes Grades Doktor der Technischen Wissenschaften. – 2005.

Статья поступила
7 сентября 2009 г.

Тельышев Дмитрий Викторович – аспирант кафедры биомедицинских систем МИЭТ. Область научных интересов: электрическая дефибрилляция сердца, цифровая обработка медицинских сигналов. E-mail: telyshev@bmslab.miet.ru

Уважаемые авторы и читатели!

Вышел в свет очередной номер журнала
SEMICONDUCTORS



English Translation of
Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedenii. Elektronika. –
Vol. 43, N 13, December 2009. – ISSN 1063-7826,
в котором публикуются выборочные статьи из журнала
«Известия высших учебных заведений. Электроника».
<http://www.maik.ru>
<http://www.springerlink.com>