

15. Богинич А.В., Морнев М.Л., Попов В.Ю. Построение высокопроизводительного сервиса интеллектуальной обработки медицинской информации для оценки электромиографических исследований поперечно-полосатых мышц / Материалы IX Международной конференции-семинара «Высокопроизводительные параллельные вычисления на кластерных системах». – Владимир, 2009.
16. Медицинская компьютерная диагностика / <http://dvo.sut.ru/libr/biomed>.
17. Богомолов А.В., Гридин Л.А., Кукушкин Ю.А., Ушаков И.Б. Диагностика состояния человека: математические подходы. – М.: Медицина, 2003. 464 с.
18. Сидоренко А.В., Селицкий А.П., Казакевич В.Б., Леончик Ю.Л. Нелинейный анализ стимуляционных электромиограмм на основе вейвлет-преобразования // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 1. С. 56-63.

Абдуллаев Намик Таир оглы,
канд. техн. наук, зав. кафедрой,
Исмаилов Кямаля Ширин кызы,
ассистент,
кафедра «Биотехнические и
медицинские приборы»,
Азербайджанская государственная академия,
г. Баку,
e-mail: anamik46@mail.ru

Д.В. Телышев

АДАПТИВНЫЙ КОМПЛЕКСНЫЙ АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ШОКОВЫХ РИТМОВ СЕРДЦА ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В АВТОМАТИЧЕСКИХ НАРУЖНЫХ ДЕФИБРИЛЛЯТОРАХ

Аннотация

Параметры чувствительности и специфичности алгоритма определения шоковых ритмов сердца в автоматических наружных дефибрилляторах должны находиться на уровне, близком к 100 %. Для достижения данных значений предложен метод синтеза алгоритмов на основе использования весовых коэффициентов и коэффициентов эффективности. Алгоритмы тестировались на аннотированных базах данных сигналов ЭКГ (АНА, МИТ, СУ).

Россия занимает одно из ведущих мест в мире по количеству смертей от сердечно-сосудистых заболеваний [1]. Смерть от внезапной остановки сердца наступает более чем в 80 % случаев за пределами клиники. Автоматические наружные дефибрилляторы (АНД) предназначены для устранения жизнеугрожающих аритмий при внезапной остановке сердца. АНД применяются для проведения сердечно-легочной реанимации как внутри, так и за пределами клиники, поскольку не требует присутствия квалифицированного медицинского персонала. Во время процедуры дефибрилляции через грудную клетку пациента пропускают мощный электрический импульс продолжительностью несколько миллисекунд. С каждой минутой задержки дефибрилляции вероятность успешного восстановления сердечного ритма снижается приблизительно на 7...10 %. Основным элементом процессора АНД является алгоритм определения шоковых ритмов сердца (ШРС). От параметров чувствительности и специфичности алгоритма интегрированного в программное обеспечение дефибриллятора зависит, насколько точно будет определен ритм сердца, а значит, и насколько эффективна процедура дефибрилляции. Существует большое количество алгоритмов определения ШРС [2], [3]. Развитие вычислительной техники позволило использовать несколько методов определе-

ния ШРС в комплексе [4], [5], при этом итоговая эффективность алгоритмов возросла. Возможность применения нескольких методов в комплексе ставит перед исследователями актуальный вопрос их комбинирования в результирующем алгоритме для увеличения результирующих показателей чувствительности и специфичности [6]. Целью данной работы являлось создание комплексного алгоритма определения ШРС, основанного на адаптации алгоритма к изменению исследуемых параметров в выбранных методиках. Данный подход основан на том, что каждая методика вносит свой вклад в результирующий алгоритм и этот вклад напрямую зависит от изменения сигнала ЭКГ.

Методика

Основными параметрами, определяющими достоверность работы алгоритма распознавания ШРС, являются чувствительность и специфичность. Чувствительность задается отношением TP / AP , где TP – число правильно распознанных эпизодов ШРС; AP – общее число эпизодов ШРС в анализируемом сигнале. Специфичность задается отношением TN / AN , где TN – число правильно распознанных эпизодов нешокового ритма сердца (НШРС); AN – общее число эпизодов НШРС в анализируемом сигнале.

Каждый метод определения ШРС обладает своими показателями чувствительности и специфичности, что необходимо учитывать при объединении методов в результирующий алгоритм.

Для анализа влияния каждого метода на результат работы алгоритма в [5] вводится *весовой коэффициент*

$$Wk = \max[Eff(a)],$$

который рассчитывается согласно показателю эффективности

$$Eff(a) = \frac{Se(a) \cdot Sp(a)^2}{10000}, \quad (1)$$

где Se – чувствительность алгоритма; Sp – специфичность алгоритма с граничным параметром a , выраженные в процентном отношении [5]. Граничный параметр – это величина, при пересечении которой исследуемый параметр в методе будет определять смену ШРС на НШРС и наоборот. Более весомый вклад специфичности в уравнении (1) основан на том, что при разработке алгоритма определения ШРС основной задачей было минимизировать вероятность нанесения разряда дефибрилятора пациенту без ШРС, и на том, что согласно международным требованиям специфичность является более значимым параметром, нежели чувствительность [7].

Данный подход позволяет определить оптимальный граничный параметр a и рассчитать вклад каждой методики в алгоритм в соответствии с весовыми коэффициентами.

Показатель эффективности $Eff(a)$ не только содержит информацию о весовых коэффициентах, но и несет немаловажную информацию о вероятности принадлежности сердечного ритма к определенной группе. Для адаптации алгоритма к изменению исследуемых параметров вводится коэффициент эффективности, определяющийся по формуле

$$Keff(a) = \begin{cases} -(Wk - Eff(a)), & a > a_{\max}; \\ Wk - Eff(a), & a \leq a_{\max}, \end{cases}$$

где $a_{\max}$ – значение исследуемого параметра, соответствующее Wk .

Для расчета $Eff(a)$ необходимо получить функциональные зависимости чувствительности и специфичности от исследуемых параметров для всех методик.

Рассмотрим зависимость анализируемых параметров от чувствительности и специфичности на примере метода подсчета пиков (ПП) [5].

Данный метод основан на том, что наиболее распространенный шоковый ритм сердца – фибрилляция желудочков (ФЖ) представляет собой быстрое хаотическое сокращение желудочков, что отражается на электрокардиограмме. Рассчитав количество пиков (N) абсолютного значения сигнала, амплитуда которых больше заданного уровня на рассматриваемом участке, можно получить за-

висимость между отсутствием и наличием ФЖ на исследуемом интервале. Пороговый уровень определяли 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 N превышает пороговую величину a , то на выбранном временном интервале будет регистрироваться ФЖ.

Параметр чувствительности в методике ПП был получен экспериментальным путем, при анализе сигналов 8201-8210 базы данных АНА [8]. Использование данных записей ЭКГ является целесообразным, поскольку каждая из них содержит эпизоды как с ШРС, так и с НШРС, что позволяет достоверно оценить параметры чувствительности и специфичности. В исследовании граничный параметр a изменялся от 1 до 13. А решение выглядело следующим образом:

$$\begin{cases} N > a, & \text{ШРС;} \\ N \leq a, & \text{НШРС.} \end{cases}$$

По полученным значениям была построена кривая чувствительности, которая представлена убывающей функцией на рис. 1 и может быть аналитически описана следующим образом:

$$Se(a) = A \cdot \arctan[B(a - 9)] + C, \quad (2)$$

где A, B, C – некоторые неизвестные параметры.

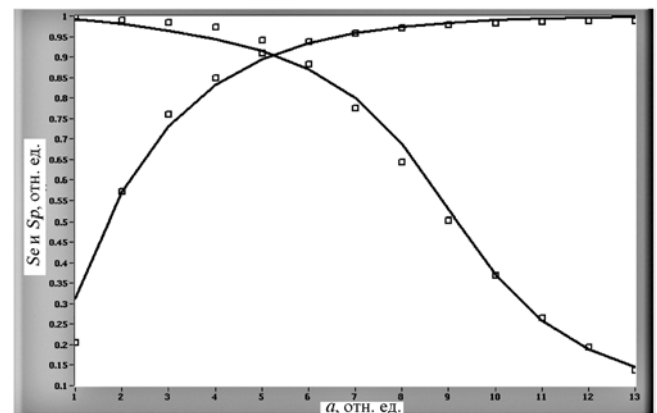


Рис. 1. Построение функций чувствительности (Se) и специфичности (Sp) в методе ПП по заранее определенным значениям

Неизвестные параметры в формуле (2) определялись по методу средних [9]. Данный метод состоит в том, что параметры A, B, C могут быть найдены из условия равенства нулю суммы отклонений ε_i во всех точках a_i :

$$\sum_{i=0}^n \varepsilon_i = \sum_{i=1}^n [f(a_i, A, B, C) - Se(a_i)] = 0. \quad (3)$$

Чем больше количество известных $Se(a_i)$, тем точнее будет определение функции $f(a_i, A, B, C)$. В работе для каждого метода $n = 13$.

Уравнение (3) переписывается в систему:

$$\begin{cases} A \sum_{i=1}^{i=4} \arctan[B(a_i - 9)] + 4C - \sum_{i=1}^{i=4} Se(a_i) = 0; \\ A \sum_{i=5}^{i=8} \arctan[B(a_i - 9)] + 4C - \sum_{i=5}^{i=8} Se(a_i) = 0; \\ A \sum_{i=9}^{i=13} \arctan[B(a_i - 9)] + 5C - \sum_{i=9}^{i=13} Se(a_i) = 0. \end{cases}$$

Решая данную систему, получаем следующую зависимость для чувствительности в методике ПП:

$$Se(a) = -0,35 \cdot \arctan[0,49(a - 9)] + 0,53.$$

Проведем аналогичные исследования для параметра специфичности в методе подсчета пиков. Параметр специфичности, представленный на рис. 1 возрастающей кривой, может быть выражен следующей функцией:

$$Sp(a) = 1 + A \cdot \exp(B \cdot a).$$

Используя метод средних, составим следующую систему:

$$\begin{cases} 7 + A \sum_{i=1}^{i=7} \exp(B \cdot a_i) - \sum_{i=1}^{i=7} Sp(a_i) = 0; \\ 6 + A \sum_{i=8}^{i=13} \exp(B \cdot a_i) - \sum_{i=8}^{i=13} Sp(a_i) = 0. \end{cases}$$

Решая данную систему, получаем следующую зависимость для специфичности в методике ПП:

$$Sp(a) = 1 - 1,1 \exp(-0,47a).$$

Как можно видеть из рис. 1, значения, полученные экспериментально, и функциональные зависимости не проходят через одни и те же точки, что обусловлено округлением постоянных коэффициентов в функциях.

Аналогичным способом были найдены все функциональные зависимости для методик определения шоковых ритмов сердца из [5], которые представлены в табл. 1.

Таблица 1

Аналитические функции чувствительности и специфичности для выбранных методов

Методика	Чувствительность	Специфичность
РФ	$Se(a) = 0,4 \times \arctan[7(a - 0,6)] + 0,54$	$Sp(a) = 1 - 4,3 \cdot 10^{-6} \times \exp(13,67a)$
ФС	$Se(a) = -0,32 \times \arctan[0,15(a - 26)] + 0,57$	$Sp(a) = 1 - \exp(-0,16a)$
СХ	$Se(a) = 1 - 4,7 \cdot 10^8 \times \exp(-40a)$	$Sp(a) = -0,27 \times \arctan[25(a - 0,57)] + 0,71$
ОЧ	$Se(a) = 1 - 0,0041 \times \exp(8,8a)$	$Sp(a) = 1 - \exp(-12,5a)$
НС	$Se(a) = 1 - 1,3 \exp(-9a)$	$Sp(a) = -0,32 \times \arctan[6(a - 0,48)] + 0,41$

На рис. 2 представлена кривая эффективности $Eff(a)$ для метода РФ, максимум функции соответствует весовому коэффициенту, а ее значение – точке равновесия, в которой тип ритма ЭКГ не определен. Более наглядно вышесказанное иллюстрируется при построении коэффициента эффективности (рис. 3): нулю данной функции соответствует точка равновесия, все значения функции выше нее соответствуют НШРС, ниже – ШРС.

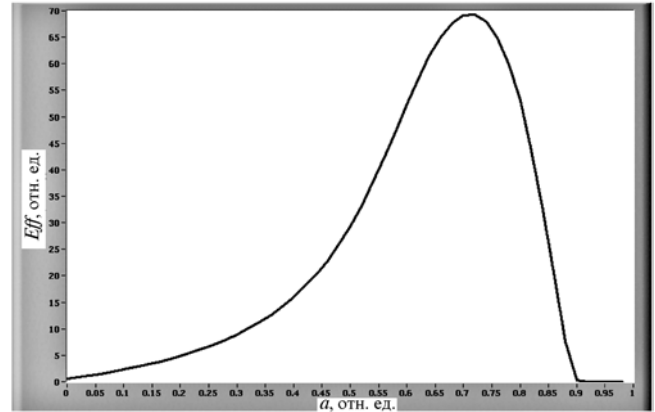


Рис. 2. Функция эффективности для метода РФ

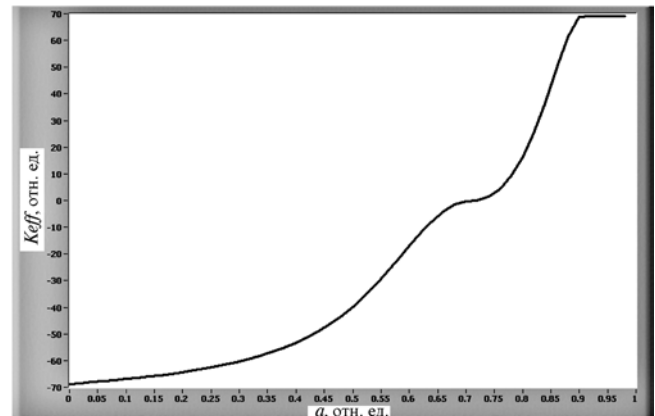


Рис. 3. Коэффициент эффективности для метода РФ

Для комплексного алгоритма решение принимается согласно следующему условию:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^{j=6} Keff_i > 0, \text{ НШРС}; \\ \sum_{i=1}^{j=6} Keff_i \leq 0, \text{ ШРС}. \end{cases}$$

Параметр j характеризует общее количество используемых методов. Так, в работе [5] рассматривалось 6 методов определения шоковых ритмов сердца. В результирующем алгоритме определения ШРС решение принимается на основе весового вклада и изменения исследуемых параметров каждой методики.

Результаты

В табл. 2 представлены результаты работы рассматриваемого алгоритма на базах данных сигнала

лов ЭКГ [8], [10], [11]. Выбранные сигналы ЭКГ описываются в международных стандартах и являются наиболее распространенными при анализе сердечной деятельности.

Таблица 2

Показатели чувствительности и специфичности на выбранных базах данных

DB	Se (%)	Sp (%)
АНА	96,6	99,7
MIT	91,3	99,9
CU	84,0	81,3
Общее	91,5	98,7

Заключение

Разработанный алгоритм определения шоковых ритмов сердца обладает высокими показателями чувствительности и специфичности и соответствует требованиям стандарта [7], что позволяет использовать его в автоматических наружных дефибриляторах.

Весовые коэффициенты позволяют определить значимость каждой из методик в результирующем алгоритме, а за счет коэффициента эффективности алгоритм адаптируется к изменениям сигнала ЭКГ.

Представленный алгоритм объединения методов определения ШРС может использоваться для оптимизации алгоритмов автоматической обработки медицинских данных, в которых ключевыми являются показатели чувствительности и специфичности.

Работа выполнена в рамках реализации ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 годы, ГК № П228 от 23 апреля 2010 г.

Список литературы:

1. Heart Disease and Stroke Statistics_2011 Update: A Report From the American Heart Association / <http://circ.ahajournals.org/cgi/reprint/CIR.0b013e3182009701>.

2. Jekova I. Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG // *Physiological measurement*. 2000. № 21(4). PP. 429-439.
3. Mattioni T., Kanaan N., Riggio D., Bahu 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.
4. Базаев Н.А., Тельшев Д.В. Комплексный алгоритм автоматического определения фибрилляции // *Медицинская техника*. 2009. № 2. С. 22-25.
5. Тельшев Д.В. Алгоритм определения фибрилляции желудочков для автоматических наружных дефибрилляторов // *Известия вузов. Электроника*. 2010. № 1. С. 80-87.
6. Amann A., Tratnig R., Unterkofler K. Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators // *BioMedical Engineering OnLine*. 2005. № 4(60).
7. IEC 60601-2-4:2002 Medical electrical equipment – Part 2-4: General requirements for safety – Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators.
8. American Heart Association, AHA database / <http://www.americanheart.org>.
9. Турчак Л.И. Основы численных методов. – М.: Наука, 1987.
10. Massachusetts Institute of Technology, MIT-BIH arrhythmia database / <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb>.
11. Massachusetts Institute of Technology, CU database / <http://www.physionet.org/physiobank/database/cudb>.

Дмитрий Викторович Тельшев,
инженер, аспирант,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград,
e-mail: telyshev@bmslab.miet.ru

**ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!
ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»
НА 2012 ГОД.**

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.
Стоимость подписки (включая доставку и НДС 10 %): 550 руб. – за один номер,
1650 руб. – на первое полугодие 2011 года (3 номера), 3300 руб. – на 2011 год (6 номеров).

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.