

Раздел IV. Новые информационные технологии

УДК 681.3.06:681.323(519.6)

Я.Е. Ромм, И.Н. Соколов

КОМПЬЮТЕРНОЕ ДИАГНОСТИРОВАНИЕ АРИТМИИ, ТАХИКАРДИИ И БРАДИКАРДИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ СХЕМ СОРТИРОВКИ

Изложен алгоритм компьютерной обработки цифровых электрокардиограмм (ЭКГ), позволяющий идентифицировать зубцы R, анализировать ритм сердечных сокращений, диагностировать аритмию, брадикардию и тахикардию. Подход к программной идентификации диагностических признаков основан на выделении экстремальных элементов ЭКГ при помощи схем сортировки. Процесс обработки ЭКГ происходит с разбиением всей кардиограммы на участки определенной длины с использованием данных, полученных на текущем участке, для анализа последующих участков. Вследствие применения сортировки в качестве основной схемы обработки ЭКГ, включая идентификацию вершин зубцов R, процесс обработки не меняет значение и местоположение анализируемого сигнала. Отсюда исключается накопление вычислительной погрешности. Предложенный алгоритм устойчив в построении перечисленных диагностических признаков.

Компьютерная диагностика; обработка электрокардиограмм; алгоритм сортировки; идентификация экстремальных элементов; программная идентификация аритмии; тахикардии; брадикардии.

Ya.E. Romm, I.N. Sokolov

COMPUTERIZED DIAGNOSTICS OF ARRHYTHMIA, TACHYCARDIA AND BRADYCARDIA WITH SORTING DIAGRAMS APPLICATION

In this article the algorithm of computer processing of digital electrocardiograms (ECG) is given. It helps to identify R-cogs, to analyze the rhythm of cardiac systoles and to diagnose arrhythmia, tachycardia and bradycardia. This approach to programmed identification of diagnostic symptoms is based on picking out of ECG extreme elements with the help of sorting diagrams. The process of ECG processing goes with the division of the whole cardiogram into sections of the certain length with the use of the data obtained at the current section for the analysis of the subsequent sections. Owing to sorting application as the main chart of ECG processing including R-cog's tops identification the process of working out doesn't change the meaning and the position of the signal under analysis. Hence the accumulation of calculating inaccuracy is eliminated. The offered algorithm is stable in the enumerated diagnostic indications construction.

Computer diagnostics; electrocardiograms processing, sorting algorithm; extreme elements identification; programmed identification of arrhythmia; tachycardia and bradycardia.

Введение. Для исключения ошибок при анализе электрокардиограмм (ЭКГ) специалисты придерживаются схемы расшифровки, при которой приоритетны подсчет и оценка регулярности сердечных сокращений. Нарушение ритма сердечных сокращений (аритмия) может наблюдаться при ряде серьезных заболеваний, в частности, при сахарном диабете, органическом поражении сердца (инфаркт миокарда), при нарушении функций вегетативной нервной системы и других. Некоторые виды аритмии, например, желудочковые тахикардии, могут стать причиной

внезапной смерти, опасны для жизни разновидности брадикардии. Важен быстрый анализ ЭКГ с правильной диагностикой, в этом аспекте целесообразно исследовать возможности компьютерных технологий.

Методы съёма ЭКГ с помощью цифровых технологий позволяют зафиксировать даже кратковременные колебания электрического потенциала и отобразить его с усилением до 10 см/мВ при качестве печати 10 мкВ/мм (100 пикселей на 1 мм) [7], применение внешних носителей сокращает физический объём ЭКГ. Современные технологии обеспечивают непрерывную регистрацию до двенадцати отведений ЭКГ одновременно с частотой дискретизации сигнала 500 Гц в течение суток. Объём памяти, занимаемой суточной кардиограммой, исчисляется сотнями мегабайт и эквивалентен 4320 метрам стандартной ЭКГ (50 мм/с) для каждого из двенадцати отведений. Просмотреть все участки и безошибочно выявить диагнозы практически нереально для кардиолога, поэтому возникает необходимость компьютерной обработки, с ее помощью можно многократно сократить временные затраты, исключить ошибки человеческого фактора.

Ниже обсуждается компьютерный анализ ритма ЭКГ путем автоматической идентификации необходимых для анализа элементов. Основными элементами ЭКГ являются зубцы P, Q, R, S, T, U, связанные с ними интервалы, сегменты и комплекс QRS. Каждый элемент характеризует соответствующую ему фазу сердечного цикла [3]. Согласно [3] анализ ритма сердца производится с помощью интервалов R-R, образованных соседними вершинами зубцов R. Однако в некоторых отведениях при определенных условиях [3] возникает ситуация, когда зубец R отсутствует и комплекс QRS принимает вид QS. Для сходных ситуаций, а также для случаев, когда амплитуды зубцов Q (S) превышают по абсолютной величине амплитуды зубцов R, в [8] предложены компьютерные способы определения ритма сердца с помощью интервалов Q-Q (S-S), которые для краткости ниже не обсуждаются. В [2] представлена таблица основных параметров ЭКГ в норме, из которой следует, что элементы комплекса QRS характеризуются амплитудой, значительно превышающей амплитуды других элементов ЭКГ, и значительно меньшим временем изменения кардиосигнала. Данная особенность положена в основу представленного ниже алгоритма идентификации зубцов R.

Известны алгоритмы аппроксимации входных данных ЭКГ, однако аппроксимация влечет их заведомое искажение. С целью исключения искажений в дальнейшем анализ ЭКГ реализуется на основе схем идентификации экстремальных элементов ЭКГ при помощи устойчивой сортировки. Эти схемы позволяют идентифицировать все экстремальные элементы последовательности с произвольно заданным радиусом локализации [6, 7] без погрешности в вычислениях.

Алгоритм компьютерного анализа ЭКГ основан на устойчивой сортировке по отношению \leq с взаимно однозначным соответствием входных и выходных индексов [6]. Такая идентификация не зависит от типа последовательности и исключает накопление погрешности, поскольку сравниваются лишь индексы, а в процессе сортировки не выполняются иные операции, кроме сравнения [4]. Экстремумы идентифицируются как по индексу e_i , так и по значению c_i , их локализация в окрестности радиуса $r = \varepsilon$, где ε произвольно задано априори, означает их вычисление с точностью до ε [9]. На данной основе все зубцы R, Q (S) программно идентифицируются по индексу и значению как экстремальные элементы ЭКГ.

Разность индексов идентифицированных зубцов R (Q, S) дает длительность интервалов R-R (Q-Q, S-S), на этой основе определяется ритм сердечных сокращений и выявляются такие патологии как аритмия, тахикардия и брадикардия. Ана-

логично, можно определить частоту сердечных сокращений (ЧСС), среднюю ЧСС на участке, выполнить анализ сердечного ритма на длительных участках ЭКГ (до семи суток и более) [8].

Для ускорения обработки ЭКГ разбивается на участки равной длины α в промежутке от 5 с до 30 с [8]. Ниже характеризуется один из четырех разработанных способов идентификации зубцов R и Q (S) на текущем участке. Во избежание ошибочной идентификации локально экстремальной части зубца R (Q, S), не являющейся его вершиной, область по правому и левому краю размером β исключается из анализа, $\beta = 0,025с$.

Алгоритм идентификации зубцов R. Выделяются все локальные максимумы кардиосигналов с начальным радиусом окрестности локализации $r = 0,025с$. Под «приращением» локального максимума в окрестности радиуса δ понимается максимальное по абсолютной величине изменение сигнала в сторону уменьшения, одновременно, как слева, так и справа на расстоянии не большем δ от точки локального максимума, за значение «приращения» принимается минимальный из двух данных максимумов. Под «приращением» локального минимума в окрестности радиуса δ понимается максимальное по абсолютной величине изменение сигнала в сторону увеличения одновременно, как слева, так и справа от точки локального минимума на расстоянии не большем δ , за значение «приращения» принимается минимальный из двух данных максимумов слева и справа.

Ниже дан алгоритм автоматического определения δ , при котором разница между «приращением» меньшего из зубцов R и «приращением» наибольшего элемента шума принимает максимальное значение, на основании эксперимента [7] $0,02 \leq \delta \leq 0,065(c)$.

Алгоритм фильтрации зубцов R.

1. В массив $s[t_1, t_2, 1..k]$, где t_1 – количество сигналов, соответствующее интервалу $0,02с$, t_2 – количество сигналов, соответствующее интервалу $0,065с$, k – количество локализованных на текущем участке максимумов, заносятся значения «приращений» каждого локализованного максимума в каждой (с шагом дискретизации, используемом при съеме ЭКГ) окрестности радиуса допустимых δ . В соответствие массиву s ставится массив $is[t_1, t_2, 1..k]$ входных индексов идентифицированных максимумов.

2. Для каждого номера строки i , $t_1 \leq i \leq t_2$, массива $s[i, 1..k]$ выполняется сортировка строки. В соответствии с перестановкой элементов массива s происходит перестановка элементов массива is – индексов локальных максимумов, по которым можно определить их координаты.

3. В массив $d[i]$, $t_1 \leq i \leq t_2$ заносятся наибольшие разности соседних элементов массива $s[i, j]$, $1 \leq j \leq k$. При этом в качестве разности данного вида для элемента $s[i, 1]$ определяется сам элемент $s[i, 1]$, дальнейшие разности: $d[i] = \max(s[i, 1], \max_{2 \leq j \leq k}(s[i, j] - s[i, j-1]))$, $t_1 \leq i \leq t_2$. Индексы j , при которых $d[i]$ принимает максимальное значение, заносятся в массив $id[i]$, $t_1 \leq i \leq t_2$. Если $s[i, 1] \geq \max_{2 \leq j \leq k}(s[i, j] - s[i, j-1])$, значение $id[i] = 1$.

4. Определяется $\delta = i \cdot h$, h – шаг дискретизации при съеме ЭКГ. Элемент $id[i]$ указывает индекс j , при котором элементы отсортированного массива $s[i, j]$, $1 \leq j \leq k$, делятся на два непересекающихся [6] подмножества $A = \{s[i, j], 1 \leq j \leq id[i]-1\}$ и $B = \{s[i, j], id[i] \leq j \leq k\}$ с различающимися характеристиками «приращений». Все элементы множества B являются «приращениями» локальных максимумов, значительно превышающими «приращения» из множества A [6] в короткий промежуток времени δ , что является отличительной чертой зубцов R относительно шума. Таким образом, множество B содержит «приращения» зубцов R, множество A содержит «приращения» шума.

Определяется отношение «приращения» максимального шума к «приращению» максимального зубца R: $\frac{s[i, id[i]-1]}{s[i, k]}$ и отношение «приращения» мини-

мального зубца R к приращению максимального – $\frac{s[i, id[i]]}{s[i, k]}$. В качестве условной

границы между «приращениями» шума и приращениями зубцов R при анализе последующих участков ЭКГ используется среднее арифметическое этих двух значений, как равноудаленное от наибольшего шума и наименьшего зубца R [6]. Полученная величина изменяется на каждом последующем участке в зависимости от динамики сердечного ритма. Соответствующие $B = \{s[i, j], id[i] \leq j \leq k\}$ элементы массива $s[i, j]$, $id[i] \leq j \leq k$ являются входными индексами вершин зубцов R и заносятся в отдельный массив $z[l]$, $l = 1, 2, \dots, m$, $m = k - id[i] + 1$.

5. Участок ЭКГ считается правильно обработанным, если количество m элементов полученного массива не меньше трех, иначе анализ данного участка прекращается. Далее, массив из элементов $z[l]$ сортируется по неубыванию, располагая индексы вершин зубцов R в хронологическом порядке. Отсюда расстояние между двумя соседними вершинами зубцов R есть $d_i = \frac{z_{i+1} - z_i}{h}$, $1 \leq i \leq m-1$, где

d_i – длительность i -го удара в секундах, z_i, z_{i+1} – входные индексы соседних вершин, m – количество обнаруженных на участке зубцов R. Среднее значение длительности удара, $d_{cp} = \frac{\sum_{i=1}^{m-1} d_i}{m-1}$, позволяет определить участки ЭКГ с возмож-

но пропущенными зубцами ЭКГ согласно условию [6]: $\frac{d_i}{d_{cp}} > 1,75$. Длительность

каждого удара обратно пропорциональна ЧСС и на рассматриваемом временном промежутке 60 с: $v_i = \frac{60}{d_i}$, $1 \leq i \leq m-1$, где v_i – ЧСС i -го удара, d_i – длительность

i -го удара в секундах. На этом основании рассчитывается среднее значение ЧСС:

$v_{cp} = \frac{\sum_{i=1}^{m-1} v_i}{m-1}$. Согласно [3] аритмия на участке характеризуется максимальным

отклонением ЧСС от его среднего значения более чем на 10 %. На основании изложенного неравенство $\left| \max_{1 \leq i \leq m-1} (v_{cp} - v_i) \cdot 100\% \right| > 10\%$ определяет критерий аритмии.

Аналогично, полученное значение средней ЧСС позволяет выявить тахикардию и брадикардию на анализируемом участке [3]. Анализ ЧСС каждого удара сердца позволяет определить кратковременные отклонения ритма сердца в сторону замедления ($\nu_i < 60$) и в сторону учащения ($\nu_i > 90$) ритма. Превышение максимального значения ЧСС 250 уд./мин. может быть следствием распознавания двойного зубца R как двух различных зубцов.

6. Для идентификации зубцов R на последующих участках рассчитываются два радиуса окрестности локализации максимумов, больший – ограничен снизу 0,1 с, меньший – 0,05 с. Это позволяет идентифицировать двойные вершины зубцов R на последующих участках ЭКГ [6].

Представленный алгоритм фильтрации зубцов R корректен при следующем ограничении: «приращения» зубцов R, как и «приращения» шумов, должны различаться между собой меньше, чем минимальное «приращение» зубца R от максимального «приращения» шума (рис. 1).

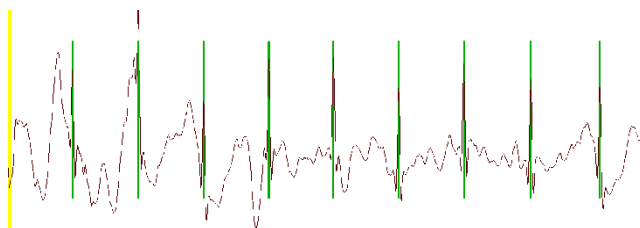


Рис. 1. Результат фильтрации зубцов R участка кардиограммы

Заключение. Изложен компьютерный метод идентификации зубцов R электрокардиограмм на основе сортировки с взаимно однозначным соответствием входных и выходных индексов. Анализ ритма ЭКГ на этой основе позволяет программно выполнять диагностику аритмии, тахикардии и брадикардии. Ограничением является отношение сигнал/шум, смысл которого в том, что «приращения» зубцов R, как и «приращения» шумов, должны различаться между собой меньше, чем минимальное «приращение» зубца R от максимального «приращения» шума.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Лемперт Г.Л. Основы электрокардиологии. – М.: Гос. изд-во мед. лит-ры, 1963. – 326 с.
2. Литвинов А.В. Норма в медицинской практике. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 144 с.
3. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электро-кардиография. – М.: Медицина, 1987. – 256 с.
4. Ромм Я.Е. Локализация и устойчивое вычисление нулей многочлена на основе сортировки. I // Кибернетика и системный анализ. – 2007. – № 1. – С. 165-183.
5. Ромм Я.Е. Локализация и устойчивое вычисление нулей многочлена на основе сортировки. II // Кибернетика и системный анализ. – 2007. – № 2. – С. 161-175.
6. Ромм Я.Е., Соколов И.Н. Локализация экстремальных элементов дискретной последовательности на основе адресной сортировки. – Таганрог: Таганрог. госуд. педагогич. ин-т. 2003. – 38 с. ДЕП в ВИНТИ 12.05.2003 № 907-B2003.
7. Ромм Я.Е., Соколов И.Н. Цифровая обработка электрокардиограмм на основе локализации экстремальных элементов при помощи сортировки. – Таганрог: Госуд. педагогич. ин-т., 2011. – 42 с. ДЕП в ВИНТИ 12.05.11, № 219-B2011.
8. Ромм Я.Е., Соколов И.Н. Компьютерное определение зубцов R и Q электрокардиограмм при анализе ритма сердечных сокращений на основе схем сортировки. – Таганрог: Госуд. педагогич. ин-т., 2012. – 82 с. ДЕП в ВИНТИ 22.03.12, № 102-B2012.
9. Ромм Я.Е., Тюшнякова И.А. Программная идентификация нулей и особенностей функций на основе сортировки с приложением к цифровой фильтрации.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.В. Боженюк.

Ромм Яков Евсеевич – ФГБОУ ВПО «Таганрогский государственный педагогический институт имени А.П. Чехова»; e-mail: romm@list.ru; 347926, г. Таганрог ул. Инициативная, 48; тел.: 88634601753, 88634601812, 88634601899; кафедра информатики; зав. кафедрой; д.т.н.; профессор.

Соколов Иван Николаевич – e-mail: jey-s@yandex.ru; 347932, г. Таганрог, ул. Тихона Руденко, 55; тел.: 89514952411; ведущий программист отдела контроля качества образования и инновационных технологий.

Romm Yakov Evseevich – Taganrog State Pedagogical Institute named after A.P. Chechov; e-mail: romm@list.ru; 48, Initsiativnaya street, Taganrog, 347926, Russia; phones: +78634601753, +78634601812, +78634601899; the department of computer science; head the department; dr. of eng. sc.; professor.

Sokolov Ivan Nikolaevich – e-mail: jey-s@yandex.ru; 55, Tixon Rudenko street, Taganrog, 347932, Russia; phone: +79514952411; leading programmer of department quality control of education and innovation technologies.

УДК 681.3

Ю.О. Чернышев, Н.Н. Венцов, С.А. Мухтаров

АЛГОРИТМ СТАТИЧЕСКОЙ ОПТИМИЗАЦИИ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ*

Сформулирована задача статической оптимизации доступа к данным. На основе механизмов индивидуальной и коллективной адаптации разработан алгоритм решения задачи. В используемой модификации метода роя частицы образуют социально-сетевую топологию типа "кольцо". Изменение скорости частицы пропорционально расстоянию между ней и наилучшим решением, найденным её соседями. Определены зависимости времени работы алгоритма от размерностей решаемых задач. Проведено сравнение решений получаемых предлагаемым и жадным алгоритмом. Установлено что на тестовых задачах размерностей $5 \times 3, \dots, 15 \times 3$ и $5 \times 5, \dots, 5 \times 15$ разработанный алгоритм находит решения, экономящие время передачи данных на 10–15 %, по сравнению с жадным алгоритмом.

Вычислительные ресурсы; индивидуальная и коллективная адаптация; интеллектуальные системы; оптимизация.

Yu.O. Chernyshev, N.N. Vencov, S.A. Mukhtarov

THE ALGORITHM OF STATIC OPTIMIZATION OF DATA TRANSFER

It is formulated the problem of static optimize data access. On the basis of the mechanisms of individual and collective adaptation of the developed algorithm of solving the problem. In the modified method of swarm particles form a social-network topology type "ring". Change the velocity of the particle is proportional to the distance between it and the best solution found its neighbors. The dependence of the time algorithm from the dimensions of solved tasks. Comparison of the solutions proposed and obtained a greedy algorithm. It is established that the test problems dimensions $5 \times 3, \dots, 15 \times 3$ and $5 \times 5, \dots, 5 \times 15$ developed algorithm finds time-saving solutions data on 10–15 %, compared with a greedy algorithm.

Computing resources; individual and collective adaptation; intelligent systems; optimization.

Введение. Во многих случаях поиск информации сводится к обработке большого количества распределенных информационных массивов. Процесс выполнения распределенных запросов в значительной степени зависит от текущей загруженности сетевых ресурсов. Для оптимизации процесса передачи данных в динамике активно

* Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проекты 12-01-00474, 13-01-00343).