

* * *

A. V. Zivotkov, Post-graduate, "NORD" JSC, Perm
 V. B. Golubchikov, PhD in Engineering, "NORD" JSC, Perm
 M. M. Efimova, PhD in Engineering, Associate professor, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

Determination of optical transparency of aerosol nanosystems

The method of evaluating the optical transparency parameters of fire extinguishing aerosol is offered. The paper also describes the developed testing stand, the technique of running the experiment and the analysis of obtained results.

Keywords: optical transparency, generator, aerosol, nanosystem, medium, firm fraction

Получено: 24.05.13

УДК 004.93, 004.85

И. И. Исламгалиев, магистрант;
 А. В. Коробейников, кандидат технических наук, доцент;
 А. А. Горбушин, магистрант
 Ижевский государственный технический университет
 имени М. Т. Калашникова

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АЛГОРИТМА КЛАСТЕРИЗАЦИИ *COBWEB* ПРИ АНАЛИЗЕ ФОРМЫ ЦИКЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Рассмотрены алгоритмы анализа формы цикла электрокардиограммы (ЭКГ) в части предобработки данных обучающей выборки базы ЭКГ, вычисления параметров сегментов и кластеризации сегментов. Предлагается использовать вейвлет Хаара для предобработки сигналов сегментов ЭКГ. В качестве параметров сегмента используются значения вейвлет-преобразования. В результате использования модифицированного для количественных данных алгоритма концептуальной кластеризации *Cobweb* удалось получить ограниченное число кластеров для сегментов цикла ЭКГ.

Ключевые слова: форма кардиоцикла, алгоритм кластеризации *Cobweb*, вейвлет Хаара

Электрокардиография (ЭКГ) – один из важнейших методов диагностики заболеваний сердца. ЭКГ отражает электрическую активность сердца. Развитие вычислительной техники позволяет большую часть анализа сигнала ЭКГ (ЭКС) выполнять автоматически. Одной из общепринятых методик анализа ЭКС является анализ формы кардиоцикла: выявление характерных сегментов и их параметров [1]. Данная методика позволяет проводить диагностику и прогноз развития инфаркта миокарда. Сложность анализа формы кардиоцикла в реальных системах медицинской техники обуславливается большим разнообразием формы кардиоцикла, наличием шумов и артефактов на ЭКС и зависимостью формы от способа наложения датчиков (отведения) [1].

Единичный период ЭКС называют кардиоциклом, сердечным циклом (рис. 1). Каждый кардиоцикл состоит из нескольких характерных участков, которые называют зубцами или сегментами. В кардиологии приняты следующие названия зубцов: *P*, *Q*, *R*, *S*, *T*, *U*. Зубцы *Q*, *R*, *S* объединяют в *QRS*-комплекс, так как они по времени следуют близко и часто накладываются. *QRS*-комплекс является основным элементом ЭКС при оценке деятельности сердца, он наиболее выражен среди других элементов. Сегмент *U*, как правило, слабо проявлен на ЭКС.

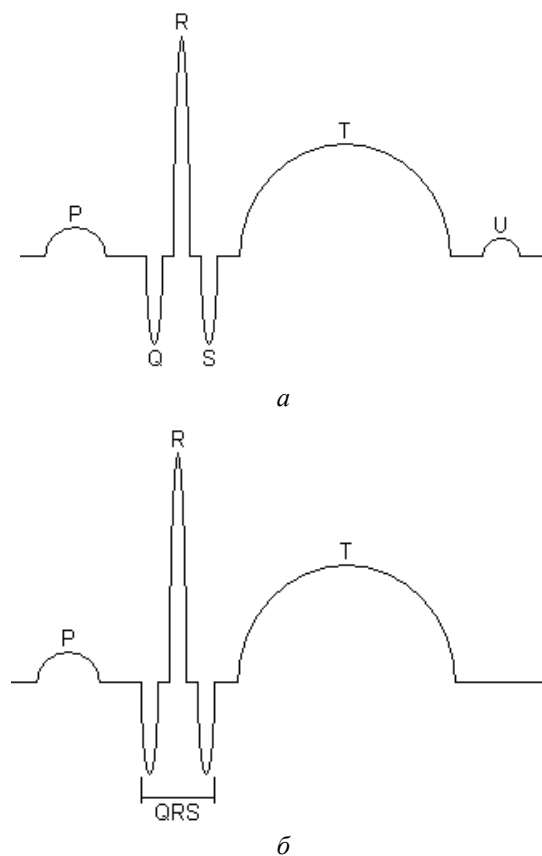


Рис. 1. Кардиоцикл ЭКС

Программное обеспечение «База ЭКГ»

Программное обеспечение (ПО) «База ЭКГ» (рис. 2) было разработано для разработки и исследования алгоритмов анализа ЭКС для мониторно-компьютерной системы отделений кардиологического профиля. ПО «База ЭКГ» служит для пополнения базы образцов новыми экземплярами ЭКС, разметки образцов экспертами (кардиологами), обучения подсистемы анализа формы кардиоциклов и запуска процесса тестирования подсистемы анализа [2].

Содержащиеся в базе данных (БД) «База ЭКГ» образцы ЭКС были получены при диагностике пациентов с различными патологиями. При выполнении

данной работы БД «База ЭКГ» содержала около 1 600 размеченных образцов. В ходе разработки алгоритмов и их исследовании промежуточные данные и результат обучения подсистемы также записываются в БД «База ЭКГ».

Структура алгоритмов анализа формы кардиоцикла

Схема работы подсистемы анализа формы кардиоцикла на этапе обучения (рис. 3): 1) предобработка сигнала кардиоцикла; 2) вычисление параметров сегмента (образца); 3) кластеризация обучающих образцов; 4) определение характеристик кластеров.

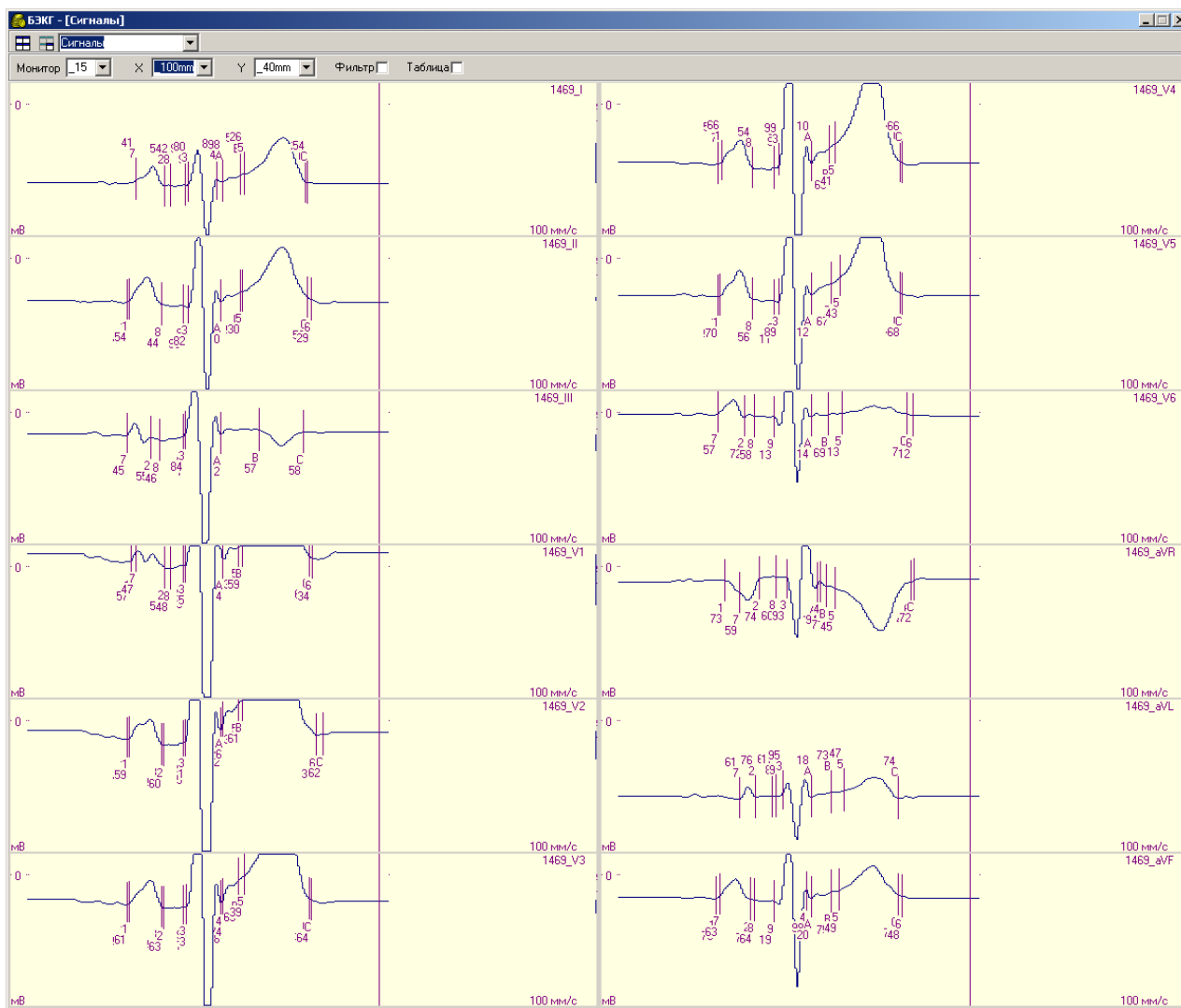


Рис. 2. Окно «Сигналы» ПО «База ЭКГ»

На этапе предобработки исходный ЭКС кардиоцикла преобразуется на основе дискретного вейвлет-преобразования. Для каждого ЭКС кардиоцикла получают значения коэффициентов по нескольким масштабам.

На этапе вычисления параметров сегмента производится вычисление параметров сегментов кардиоцикла. Параметры представляют сегмент при дальнейшем обучении и применении подсистемы анализа

формы кардиоцикла и вычисляются на основе данных о разметке начала и конца сегментов кардиоциклов экспертом и результатов предобработки ЭКС кардиоцикла.

При обучении подсистемы выполняется кластеризация обучающих образцов – производится разбиение их на группы, внутри которых образцы расположены близко в пространстве параметров.

Затем на основе разбиения на кластеры и значений параметров образцов, входящих в кластер, вычисляются математические ожидания и дисперсии расположения образцов, входящих в кластер, в пространстве параметров.

При распознавании сегментов нового образца (определение начала и конца сегментов) происходит применение результатов обучения подсистемы.

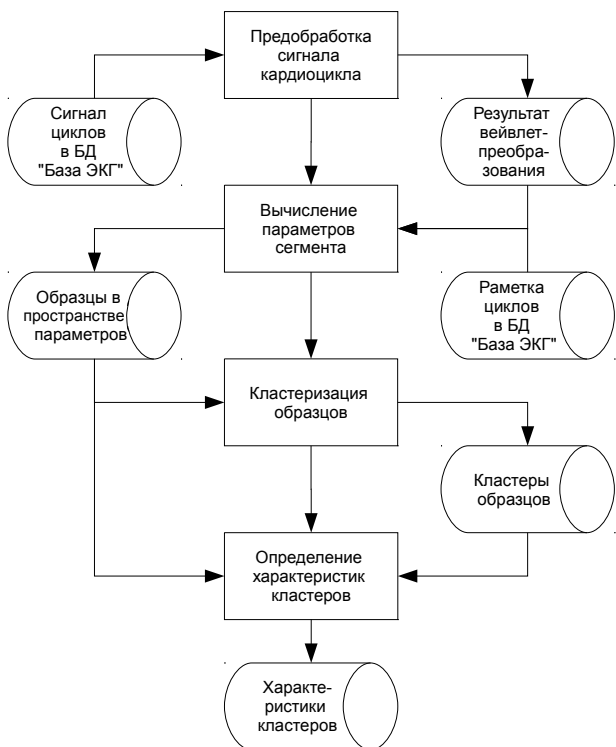


Рис. 3. Схема обучения подсистемы анализа формы кардиоцикла

Предобработка сигнала

Для анализа морфологии сигнала ЭКГ необходимо знать информацию о временной локализации частот [3]. В работах [3, 4] для этой цели использованы вейвлет-преобразования Морле сигнала кардиоцикла. В данной работе в целях снижения вычислительной сложности предлагается использовать вейвлет Хаара [5], который имеет хорошую локализацию по частоте и быструю программную реализацию при работе в реальном времени.

Форма данного вейвлета изображена на рис. 4. Приведем формулу вейвлета:

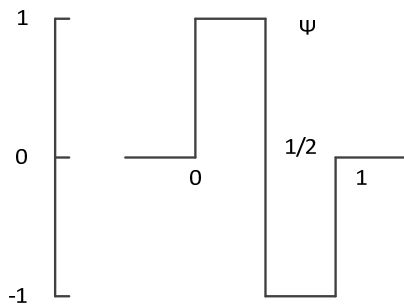


Рис. 4. Форма вейвлета Хаара

$$\psi(x) = \begin{cases} 1; & \text{при } 0 \leq x < 1/2 \\ -1; & \text{при } 1/2 \leq x < 1, \\ 0, & \text{иначе} \end{cases} \quad (1)$$

где $\psi(x)$ – функция материнского вейвлета Хаара; $x \in R$ – аргумент вейвлета; R – множество действительных чисел.

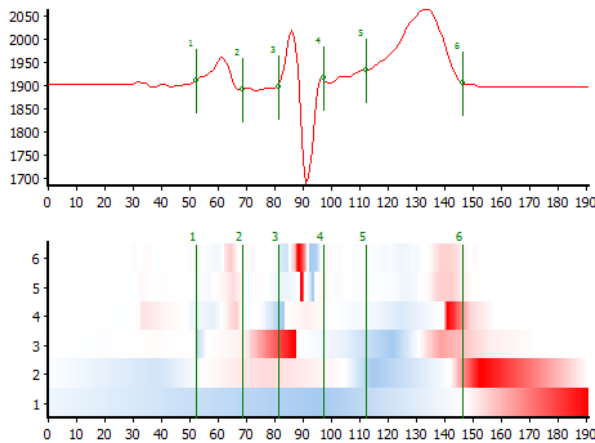


Рис. 5. Пример вейвлет-преобразования сигнала кардиоцикла

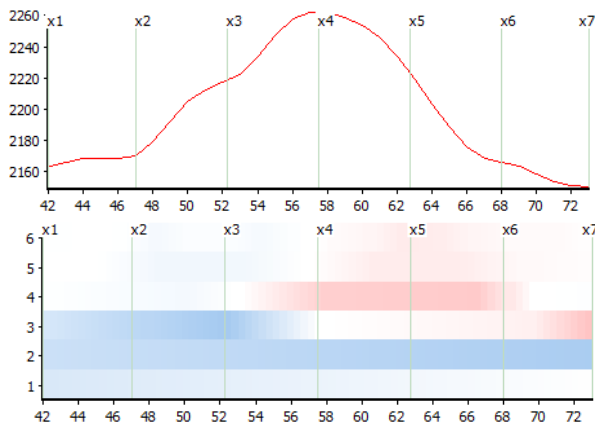


Рис. 6. Пример выбора параметров по значениям вейвлет-преобразования в опорных точках (сегмент P)

На рис. 5 изображен сигнал кардиоцикла и результат его вейвлет-преобразования. Красным цветом обозначены положительные коэффициенты, синим – отрицательные, белым – нулевые. Вертикальные линии с номерами точек (1...6) являются точками разметки экспертом образца ЭКС.

Вычисление параметров сегмента

На этом этапе необходимо подготовить данные для алгоритма обучения подсистемы. По результатам вейвлет-преобразования вычисляются параметры сегментов ЭКС. В работе [4] для каждого сегмента (образца) вычисляется 364 статистических параметра.

В данной работе с целью ускорения вычислений предлагается использовать непосредственно сами значения вейвлет-преобразования в нескольких опорных точках. В результате вейвлет-преобразо-

вания мы получаем 6 массивов разложения исходного сигнала по частотам. Для каждого из 6 полученных массивов параметрами являются значения вейвлета в 7 опорных точках: 1) точка начала сегмента i_n ; 2) точка конца сегмента i_k ; 3) точка середины сегмента $i_c = (i_n + i_k)/2$; 4) точка между началом и центром сегмента $(i_n + i_c)/2$; 5) точка между центром и концом сегмента $(i_c + i_k)/2$; 6) точка на участке до сегмента $i_n - 0,05$ сек.; 7) точка после сегмента $i_k + 0,05$ сек. Всего для сегмента получаем 42 параметра.

Пример выбора параметров на основе опорных точек приведен на рис. 6.

Кластеризация обучающих образцов

Для сокращения данных при обучении подсистемы анализа морфологии в работе [4] предлагается выполнить кластеризацию образцов обучающей выборки, а затем вычисление параметров, характеризующих каждый класс сегмента кардиоцикла. Работа механизма распознавания сегментов на новом ЭКС [4] построена на основе аппарата нечеткого логического вывода. Основой для распознавания явля-

ются результаты кластеризации. Сегмент каждого типа (P , QRS , T) распознается отдельно.

В работе [4] для кластеризации используется метод ближайшего соседа. Основная проблема алгоритма – чувствительность к параметру – порогу, при котором возможно объединение кластеров.

В данной работе предлагается использовать алгоритм концептуальной кластеризации *Cobweb* [6], модифицированный для работы с количественными данными, предложенный в работе [7]. Каждый образец (сегмент) описывается с помощью 42 параметров, приведенных выше. В результате кластеризации исходное множество образцов (сегментов) для каждого типа сегмента (P , QRS , T) разбивается на несколько групп (кластеров, классов).

Результаты экспериментов

В результате применения алгоритма кластеризации *Cobweb* к обучающей выборке для сегмента P получено 38 кластеров, представленных на рис. 7. Кластеры находятся в левой колонке экранной формы. Примеры сегментов для кластеров приведены на рис. 8 и 9.

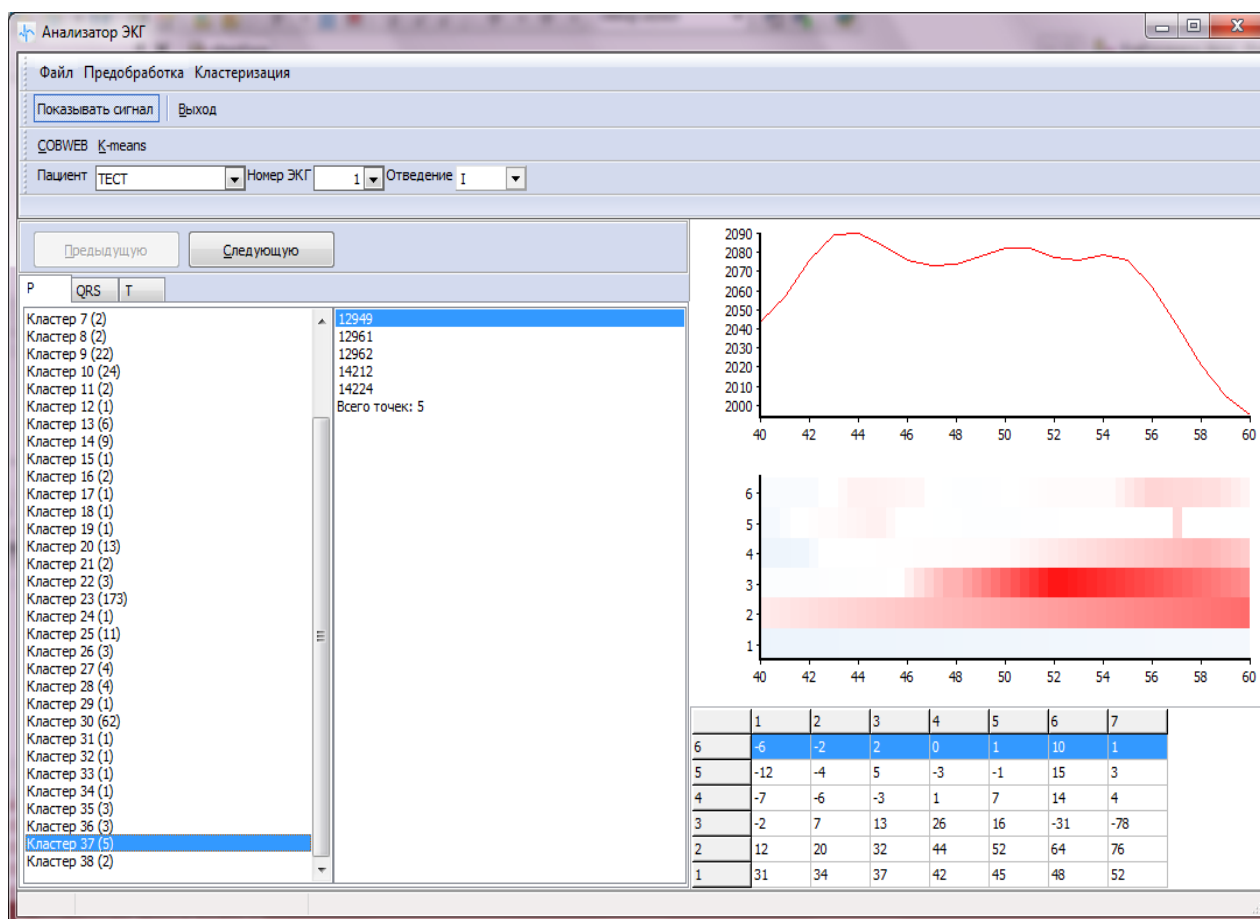
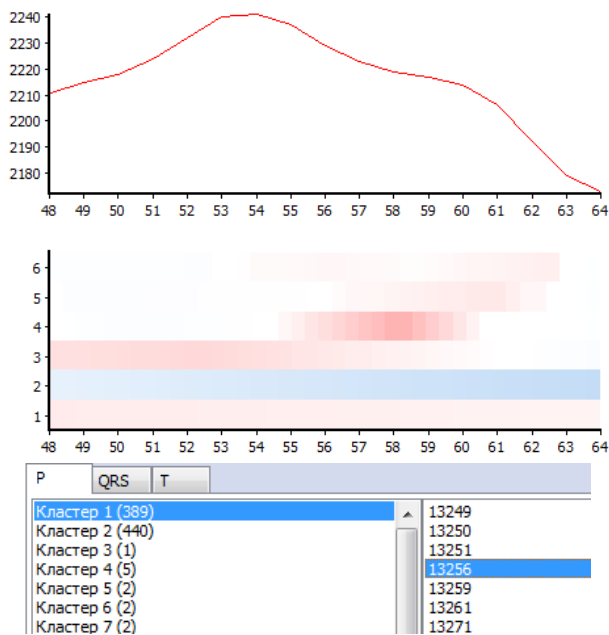
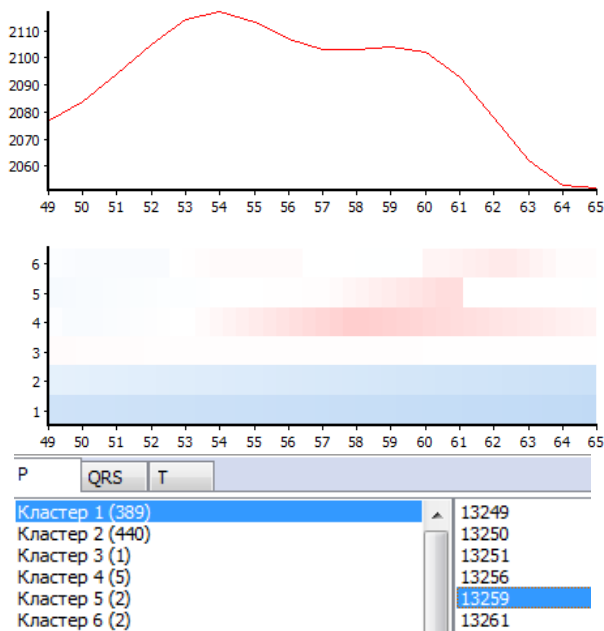


Рис. 7. Результаты кластеризации образцов (сегмент P)



а



б

Рис. 8. Визуализация выбранных сигналов сегментов P кластера 1

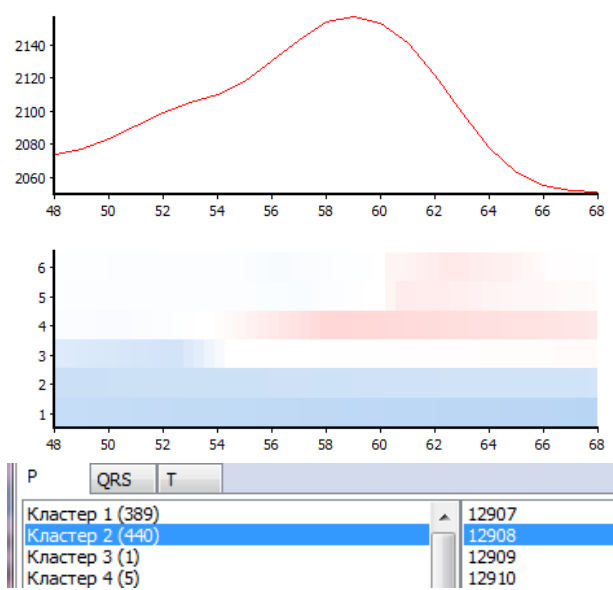
Выводы

1. Результаты эксперимента показали применимость выбранных методик анализа формы кардиоцикла. Как видно из примеров, алгоритм достаточно качественно разбивает исходное множество сегментов на кластеры.

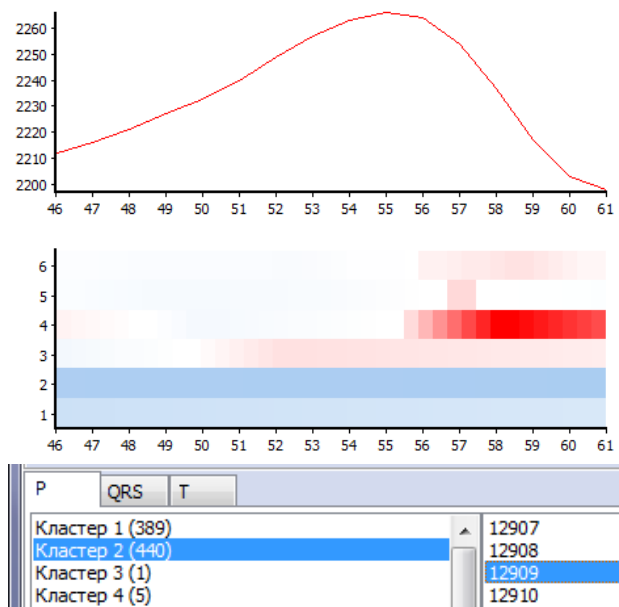
2. Для исследования предложенных алгоритмов было разработано программное обеспечение, использующее БД «База ЭКГ».

3. Использование вейвлета Хаара вместо вейвлета Морле позволило упростить вычислительную сложность алгоритмов анализа.

4. Использование в качестве параметров сегмента значений вейвлет-преобразования (42 параметра)



а



б

Рис. 9. Визуализация выбранных сигналов сегментов P кластера 2

вместо статистических параметров (364 параметра) позволило упростить вычислительную сложность алгоритмов анализа.

5. В результате использования модифицированного для количественных данных алгоритма концептуальной кластеризации *Cobweb* удалось получить ограниченное число кластеров. Преимущество алгоритма *Cobweb* – отсутствие необходимости задания количества кластеров и пороговых значений.

6. Дальнейшую разработку подсистемы анализа планируется проводить с использованием радиально-базисных (*RBF*) искусственных нейросетей на этапе распознавания сегментов на новом образце ЭКС.

Библиографические ссылки

1. Де Луна А. Б. Руководство по клинической ЭКГ. – М.: Медицина, 1993. – 704 с. – URL: <http://www.booksmed.com/engine/go.php?url=aHR0cDovL2Jvb2tzbWVkbmNvbS91cGxvYWZlZ2ZpbGVzODcxYXNXLzIwMDYucmFu> (дата обращения: 16.05.2013).

2. Коробейников А. В. Алгоритмы и комплексы программ мониторно-компьютерных систем для анализа морфологии и ритма электрокардиограмм : дис. ... канд. техн. наук : 05.13.18, 05.11.16. – Ижевск, 2004. – 170 с.

3. Коробейников А. В. Выбор метода сегментации при анализе формы электрокардиограммы // Математическое моделирование и интеллектуальные системы : темат. сб. науч. тр. / Ин-т экономики Урал. отд-ния РАН. – Екатеринбург ; Ижевск, 2004. – № 1. – С. 30–35.

4. Коробейников А. В. Распознавание образов при анализе формы электрокардиограммы // Математическое моделирование и интеллектуальные системы : темат. сб. на-

уч. тр. / Ин-т экономики Урал. отд-ния РАН. – Екатеринбург ; Ижевск, 2004. – № 1. – С. 45–53.

5. Смоленцев Н. К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MatLab. – 2-е изд., доп. и перераб. – М.: ДМК Пресс, 2005. – 304 с. – URL: http://electrolib.com/library/math/Smolencev_Matlab_Wavelets.djvu (дата обращения: 16.05.2013).

6. Люгер Д. Ф. Искусственный интеллект: стратегии и методы решения сложных проблем. – 4-е изд. – М.: Вильямс, 2003. – 864 с. – URL: <http://dfiles.ru/files/qxd0onxbx> (дата обращения: 16.05.2013).

7. Коробейников А. В., Исламгалиев И. И. Модификация алгоритма концептуальной кластеризации Cobweb для количественных данных с использованием нечеткой функции принадлежности // Приволж. науч. вестн. – Ижевск : Самохвалов Антон Витальевич, 2013. – № 3. – С. 9–14. – URL: http://files.izhteled.ru/articles/2013_article_2_blogs_izhteled_ru_kav.pdf (дата обращения: 16.05.2013).

* * *

I. I. Islamgaliev, Master's degree student, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

A. V. Korobeynikov, PhD in Engineering, Associate professor, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

A. A. Gorbushin, Master's degree student, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

Use of Cobweb clustering algorithm in the electrocardiogram cycle form analysis

The article considers electrocardiogram (ECG) cycle form analysis algorithms in the part of ECG base training selection data preprocessing, segments parameters calculation and segments clustering. It is offered to use Haar wavelet for signals ECG segments preprocessing. Values of wavelet-transformation are used as segment parameters. Application of the conceptual clustering Cobweb algorithm modified for numerical data allowed obtaining the limited number of clusters for ECG cycle segments.

Keywords: cardiocycle form, Cobweb clustering algorithm, Haar wavelet

Получено: 25.04.13

УДК 623.593

V. B. Korobeynikov, кандидат технических наук, научный сотрудник;

Институт механики Уральского отделения РАН, Ижевск

V. C. Казаков, кандидат технических наук, профессор

Ижевский государственный технический университет

имени М. Т. Калашникова

АКУСТИЧЕСКАЯ МИШЕНЬ С ВЫНОСНЫМ ДАТЧИКОМ

Рассмотрена акустическая мишень, в которой для определения времени срабатывания датчиков применяется виртуальный цифровой осциллограф. Приведена математическая модель мишени.

Ключевые слова: мишень, траектория, аппроксимация, координата

Применение виртуального цифрового осциллографа (ВЦО) в качестве сертифицированного измерительного прибора в акустической мишени, используемой для испытаний стрелкового оружия (СО) в условиях заводского тира, требует специального размещения датчиков и разработки математической мишени, которая обеспечивала бы требуемую точность определения точек попадания (ТП) пуль в области их регистрации.

Акустическая мишень для определения координат (ТП) пуль, движущихся со сверхзвуковой скоростью, использует измеренные значения времени срабатывания акустических датчиков от воздействия звукобаллистической волны, которая образуется во-

круг пули в виде конусообразной «юбки» (конус Маха) [1]. Математическая модель мишени получается из рассмотрения картины движения пули по траектории и воздействия звукобаллистической волны на датчик с учетом предположений относительно траектории движения и формы конуса Маха. Примем, что траектория движения пули перпендикулярна к плоскости регистрации (ПР) и проходит через ТП, образующая конуса звукобаллистической волны представляет собой прямую линию. Датчики расположены в ПР. Момент воздействия звукобаллистической волны на датчик показан на рис. 1. На рисунке обозначено: T – траектория движения пули, ПР – плоскость регистрации, ТП – точка попадания, N – нор-