

ТЕОРИЯ ВЕРОЯТНОСТЕЙ И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ СТАТИСТИКА

УДК 519.22

МЕТОДЫ НАХОЖДЕНИЯ ОПОРНЫХ ТОЧЕК ЦИКЛИЧЕСКИХ НЕСТАЦИОНАРНЫХ СИГНАЛОВ¹

Захарова Т.В.^{*,**}, Щемирова А.А.^{*}

^{*} Факультет вычислительной математики и кибернетики,
МГУ им. М.В. Ломоносова, г. Москва

^{**} Институт проблем информатики ФИЦ ИУ РАН, г. Москва

Поступила в редакцию 21.06.2016, после переработки 20.07.2016.

Данная работа посвящена проблеме определения местоположения моторных зон коры головного мозга человека неинвазивными методами. Одним из таких методов является магнитоэнцефалография. Для определения границ функциональных зон мозга используется ассоциативный метод обработки, где магнитоэнцефалограммы (МЭГ-сигналы) рассматриваются совместно с другими сигналами. В частности для локализации участка головного мозга, отвечающего за движение, используются миограммы – сигналы мышечной активности человека. Наибольшую трудность составляет определение опорных точек, по которым проводится усреднение значений МЭГ-сигналов. В статье представлен новый метод поиска опорных точек сверхслабых и нестационарных циклических сигналов. Метод основан на идее двухоконной прокрутки – прохождению по сигналу двумя смежными окнами. Опорная точка находится на границе зоны покоя и зоны движения и определяется различным поведением сигнала в соседних окнах.

Ключевые слова: проверка гипотез, выборочная оконная дисперсия, выборочная квантиль, миограмма.

Вестник ТвГУ. Серия: Прикладная математика. 2016. № 3. С. 47-58.

Введение

В последнее время медицина выходит на новый цифровой уровень. Появляются новые методы исследования состояния здоровья человека, основанные на использовании современных технологий. В частности, появляется возможность использования неинвазивных методов диагностики состояния пациента. Такие методы являются более безопасными и безболезненными, чем методы, используемые ранее, тем не менее, сейчас они занимают достаточно скромное место в арсенале методов диагностики.

¹ Работа выполнена при поддержке РФФИ (проект №16-07-00736).

Головной мозг – главный орган центральной нервной системы. Он состоит из большого количества нейронов, связанных между собой синаптическими связями. Взаимодействуя между собой посредством этих связей, нейроны формируют сложные магнитные импульсы, контролирующие активность остального организма.

Одной из важнейших задач при операциях на мозге, является предоперационная локализация невосполнимых участков мозга. Повреждение одной из таких зон может сказаться на дальнейшем функционировании всего организма, поэтому при определении таких участков предпочтительно, чтобы процедура носила неинвазивный характер.

Магнитоэнцефалограф используется для считывания слабых магнитных сигналов с датчиков, установленных на голове человека. Для определения границ функциональных зон мозга используется ассоциативный метод обработки, где магнитоэнцефалограммы (МЭГ-сигналы) рассматриваются совместно с другими сигналами [1]. В частности для локализации участка головного мозга, отвечающего за движение, используются миограммы – сигналы мышечной активности человека. По этим сигналам строится ассоциативный фильтр обработки магнитоэнцефалограмм и в дальнейшем решается обратная задача по определению источников активности [2].

Данная статья продолжает цикл работ по совершенствованию методов поиска опорных точек сигналов миограммы [3–5].

1. Физические основы эксперимента

В медицинских исследованиях классическим является метод вызванных потенциалов, который заключается в периодическом повторении некоторого действия испытуемым. При этом записываются магнитоэнцефалограмма (сигналы активности головного мозга), миограмма движений руки испытуемого, сигналы с кнопки, а задача испытуемого состоит в периодическом нажатии на кнопку [3]. В данной работе опорными точками являются точки начала движения. Однако верно определить истинный момент начала движения даже при обработке сигнала экспертом вручную невозможно. Поэтому был разработан алгоритм, выполняющий расстановку опорных точек единообразно по некоторому критерию.

В ходе проводимого эксперимента нейрофизиологические сигналы регистрировались каждую миллисекунду (что составляет 0.001 секунды) и были записаны следующие сигналы:

1. сигнал с кнопки отмечает момент времени при касании испытуемым кнопки. Показания кнопки имеют значительное запаздывание относительно точек начала движения и большой разброс по времени;
2. сигнал акселерометра. Акселерометр – прибор, измеряющий проекцию кажущегося ускорения. Фиксирует отклонение массы (в нашем случае пальца) от его начального положения. Несет информацию о величине кажущегося ускорения. Результаты работы акселерометра показаны на Рис. 1. Данный сигнал является наиболее предпочтительным для первичной обработки;
3. сигнал мышечной активности человека – миограммы, поступающий с датчика, установленного на его руке (Рис. 2). Данный сигнал лучше подходит

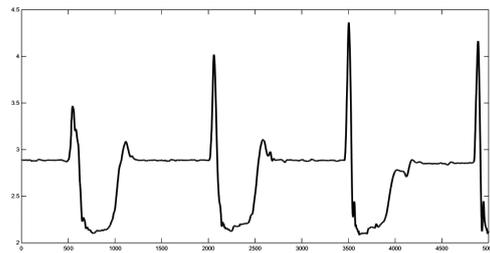


Рис. 1: График показателей акселерометра

для поиска опорных точек, чем первые два, так как фиксирует движение в момент передачи электромагнитного импульса из мозга, что происходит до начала самого движения;

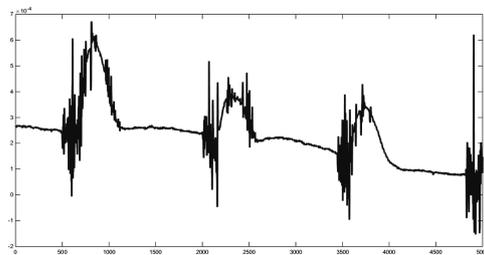


Рис. 2: График сигнала миограммы

4. сигналы магнитоэнцефалограммы, получаемые с датчиков, закрепленных на различных частях головы испытуемого (Рис. 3).

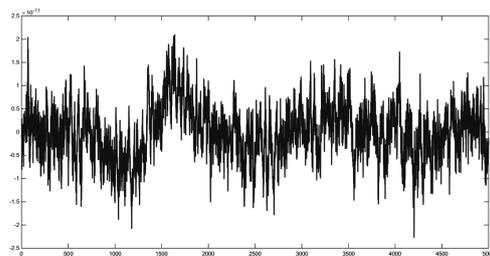


Рис. 3: График МЭГ-сигнала

Обработка МЭГ-сигнала заключается в усреднении отрезков сигнала относительно опорных точек с целью выделения датчиков с максимальным откликом.

2. Первичная обработка сигнала

Прежде чем перейти к методам поиска опорных точек, было проведено преобразование сигнала. Значение сигнала мышечной активности в каждой точке отсчета заменили значением энергии сигнала в окрестности этой точки отсчета по следующему правилу. Весь сигнал миограммы рассматривается как случайный процесс M_t , по которому строится оконная дисперсия $W_{N,t}$ с размером окна N . Оконная дисперсия определяется формулой:

$$W_{N,t} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2,$$

где

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i.$$

Размер окна был подобран эмпирически, наилучшие результаты были получены с шириной окна равной 30 точкам отсчета. Оконная дисперсия удаляет тренд и усиливает отличия в значениях сигнала, поэтому резкий рост оконной дисперсии будет соответствовать увеличению энергии сигнала, что и происходит при движении.

Результат работы метода показан на рисунках ниже. Для сравнения мы привели сигнал миограммы до обработки на Рис. 4 и вычисленную оконную дисперсию миограммы на Рис. 5. Даже невооруженным глазом видно насколько преобразился сигнал после применения к нему метода оконной дисперсии.

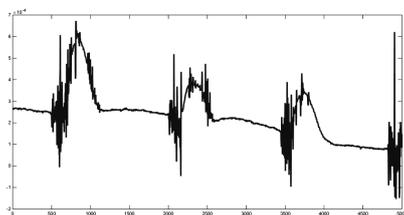


Рис. 4: Сигнал миограммы до обработки

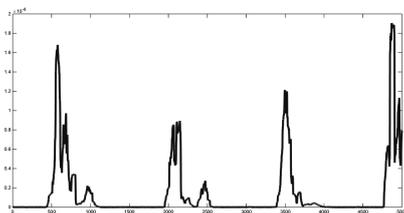


Рис. 5: Оконная дисперсия миограммы

3. Методы определения опорных точек

Методы определения опорных точек заключаются в прохождении сигнала двумя смежными окнами размера N . Мы действуем исходя из предположения, что сигнал на участке покоя имеет некоторые отличия от сигнала в начале движения. Задача состоит в выявлении пары окон, между которыми проходит граница участка покоя и участка движения, соответствующая опорной точке начала движения. Рассматриваются такие критерии сравнения участков сигнала в соседних окнах, как проверка на однородность распределения и проверка на равенство средних значений [5].

Рассматриваемые алгоритмы предназначены для локализации опорных точек на концах участков покоя.

3.1 Метод на основе статистики Колмогорова-Смирнова

Метод на основе статистики Колмогорова-Смирнова (кратко обозначим его КС) предназначен для проверки гипотезы о принадлежности двух независимых выборок одному закону распределения. В данном случае в качестве выборки используется сигнал в отдельно взятом окне.

Эмпирическая функция распределения случайной величины, построенная по выборке $X = (X_1, X_2, \dots, X_n)$, имеет вид

$$F_n(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n I_{X_i \leq x},$$

где $I_{X_i \leq x}$ – индикатор попадания X_i в область $(-\infty, x]$.

Статистика критерия для эмпирической функции распределения первого окна $F_n(x)$, относительно второго с функцией распределения $F_m(x)$, равна

$$D_{nm} = \sup_x |F_n(x) - F_m(x)|.$$

Положим $F_1(x)$ – предполагаемая непрерывная функция распределения случайной величины x , соответствующая эмпирической функции распределения F_n , аналогично $F_2(x)$ соответствует F_m .

Пусть H_0 гипотеза об однородности функций распределения $F_1(x)$ и $F_2(x)$. Соответственно за H_1 мы примем гипотезу о разном распределении выборок в соседних окнах.

По критерию Колмогорова-Смирнова гипотеза H_0 об однородности двух выборок F_n и F_m принимается, если $\sqrt{\frac{nm}{n+m}} D_{nm}$ не превышает квантиль распределения Колмогорова K_α для заданного уровня значимости α . В рассматриваемом случае $n = m = N$ и ширина окна N была выбрана равной 60-ти точкам отсчета.

При α достаточно близком к единице квантиль уровня α распределения Колмогорова можно представить в виде

$$K_\alpha \approx \sqrt{-\frac{1}{2} \ln \frac{1-\alpha}{2}}. \quad (1)$$

В данной работе окном с номером n называется окно, которое начинается в точке n , и состоит из точек с номерами $(n, n + 1, \dots, n + N - 1)$.

Идея алгоритма состоит в последовательном применении КС метода к каждой паре соседних окон $(n, n + N)$. Если выборки в них одинаково распределены, то первая точка окна $(n + N)$ считается точкой покоя, иначе – точкой движения. Таким образом, определяются участки покоя и участки движения по всему сигналу.

В данном случае уровень значимости α был выбран равным 0,99. Это значение достаточно близко к единице, поэтому можно применить формулу (1). Отметим, что алгоритму определения опорных точек на вход подается уже параметр K , рассчитываемый по формуле

$$K = K_\alpha * \sqrt{\frac{n + m}{nm}}. \quad (2)$$

В нашем случае параметр K , в соответствии с формулой (2), имеет вид

$$K = K_{0,99} * \sqrt{\frac{1}{30}} \approx 0.3.$$

На Рис. 6 и 7 представлены результаты работы алгоритма, определяющего интервалы движения, для правой и левой руки соответственно. Прямоугольниками выделены участки движения.

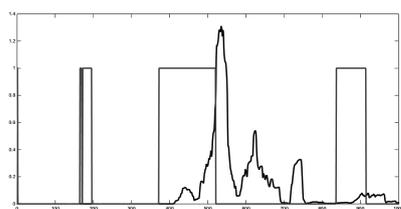


Рис. 6: КС-метод для правой руки

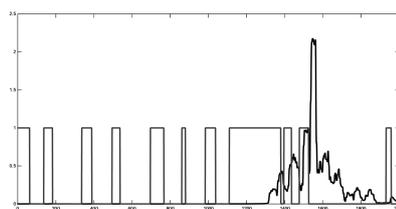


Рис. 7: КС-метод для левой руки

Из рисунков видно, что метод слишком чувствителен, незначительное дрожание или шевеление руки также принимается за движение. Более того, вследствие неодинакового развития моторных навыков между левой и правой руками, у человека выделяется преобладающая рука или основная. Сигнал регистрируемый с неосновной руки более зашумлен и сложен для обработки. Поэтому на следующем этапе была предпринята попытка улучшения работы данного метода.

3.2 Модификация КС-метода

Для устранения влияния шума КС-метод был изменен следующим образом. По сигналу оконной дисперсии осуществлялся проход тремя соседними окнами размера N . Рассмотрим три окна, идущих подряд с номерами левых границ n , $n + N$ и $n + 2N$. Назовем их соответственно 1-ым, 2-ым и 3-им окнами. Парно сравним выборочные распределения на 1-ом и 2-ом окнах, на 2-ом и 3-ем, а также

на 1-ом и 3-ем. Если все три сравнения показали отрицательный результат, то есть выборки имеют разное распределение, то точка $n + N$ будет считаться точкой движения.

Результаты работы нового метода представлены на Рис. 8 и 9.

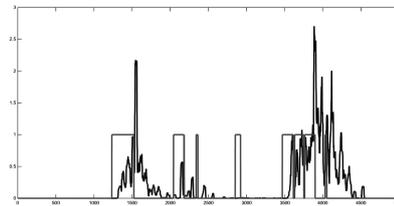
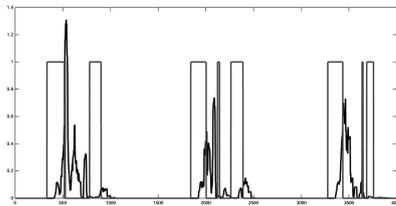


Рис. 8: Трехоконный метод для правой руки Рис. 9: Трехоконный метод для левой руки

Данный метод с большей точностью определяет точку начала движения, чем его двухоконные аналоги. Трехоконная модификация метода дает выигрыш в точности, но работает по времени в 3 раза дольше, что следует из логики алгоритма.

Метод не лишен ложных срабатываний, зато определяет момент начала движения точнее, чем любой из представленных выше методов. Метод реагирует на незначительное увеличение значений, предшествующих началу видимой части движения. Из чего можно сделать вывод о том, что данным методом можно расставить опорные точки более точно.

3.3 Метод сравнения средних значений

Метод основан на сравнении математических ожиданий M_n и M_{n+N} в двух соседних окнах. Если модуль разности этих величин выше заданного порога C_α , то есть

$$|M_n - M_{n+N}| > C_\alpha,$$

где C_α – выборочная α -квантиль величины $|M_n - M_{n+N}|$ по всему сигналу, то точка $n + N$ определяется как точка движения, иначе – как точка покоя.

Результаты работы алгоритма показаны на Рис. 10 и 11.

Преимущество данного метода в том, что он определяет не только начало, но и конец движения. Кроме того метод сравнения средних дает значительный выигрыш в скорости по сравнению с КС-методом. Время его работы на 5000 точках отсчета составляет 0.02 секунды.

Недостатком метода является то, что он не чувствителен к изменениям сигнала сравнимым по уровню с шумом. Метод определяет опорные точки в момент резкого увеличения сигнала.

3.4 Комбинированный метод

Данный метод является двухэтапным и обобщает рассмотренные выше методы.

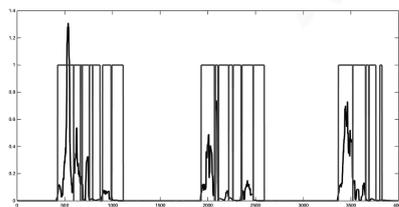


Рис. 10: Метод скользящего среднего, правая рука

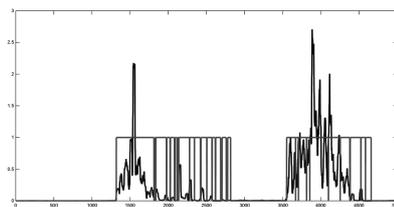


Рис. 11: Метод скользящего среднего, левая рука

Назовем точки, выше квантили оконной дисперсии уровня α – первичными точками движения. Эмпирически подобрана глобальная константа $\alpha = 0.7$. Точки, которые находятся не дальше размера двух окон вправо и влево от первичных точек движения, назовем вторичными точками движения. Объединение первичных и вторичных точек движения назовем точками движения, остальные точки определим как точки покоя. В первичных точках движения сигнал миограммы имеет высокую амплитуду и его энергия значительно превосходит энергию шума. По этим точкам можно судить о фазе движения.

На первом этапе весь сигнал разбивается на интервалы движения и покоя. На втором этапе применяется один из предложенных методов (модифицированный КС-методом или методом сравнения средних) для уточнения точек начала и конца движения. Результат работы метода представлен на Рис. 12 и 13.

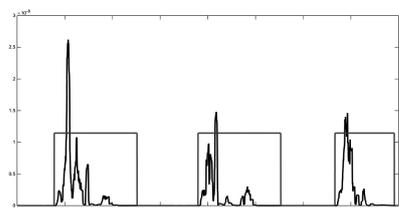


Рис. 12: Комбинированный метод для правой руки

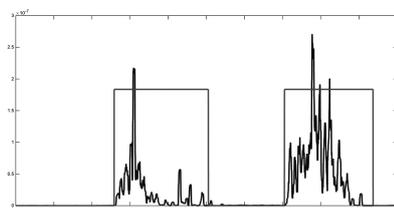


Рис. 13: Комбинированный метод для левой руки

Отметим, что комбинированный метод является высокоточным методом определения участков движения и покоя. Он не дает ложных участков движения, так как интервал движения рассчитывается на основании точек с высокой энергией полезного сигнала.

Заключение

Данная работа посвящена проблеме определения местоположения моторных зон коры головного мозга человека неинвазивными методами. Наибольшую трудность составляет определение опорных точек, по которым проводится усреднение

значений МЭГ-сигналов для определения датчика с наибольшим значением магнитного поля. В силу неустойчивости обратных задач по входным данным неточное определение опорных точек может привести к значительным ошибкам локализации. Именно поэтому проблеме поиска опорных точек уделяется так много внимания.

В работе предложен комбинированный метод поиска опорных точек, который является модификацией ранее разработанных методов. Предложенный метод работает достаточно точно и определяет опорные точки с точностью до 10 мс. Результаты работы могут быть использованы при построении ассоциативных фильтров для сверхслабых нестационарных циклических сигналов.

Список литературы

- [1] Namalainen M., Hari R., Ilmoniemi R.J., Knuutila J., Lounasmaa O.V. Magnetoencephalography – theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain // *Reviews of Modern Physics*. 1993. Vol. 65. Pp. 413–497.
- [2] Бенинг В.Е., Драницына М.А., Захарова Т.В., Карпов П.И. Решение обратной задачи в многодипольной модели источников магнитоэнцефалограмм методом независимых компонент // *Информатика и ее применения*. 2014. Т. 8, № 2. С. 79–87.
- [3] Захарова Т.В., Никифоров С.Ю., Гончаренко М.Б., Драницына М.А., Климов Г.А., Хазиахметов М.С., Чайнов Н.В. Методы обработки сигналов для локализации невосполнимых областей головного мозга // *Системы и средства информатики*. 2012. Т. 22, № 2. С. 157–176.
- [4] Щенявская Е.В., Аллахвердиева В.М. Модификация метода нахождения опорных точек и его применение для изучения свойств сигналов миограммы // *Труды первой научно-практической конференции молодых ученых «Задачи современной информатики»*. 2014. С. 21–25.
- [5] Захарова Т.В., Королев В.Ю., Шемирова А.А. Исследования особенностей сигналов миограммы // *Системы и средства информатики*. 2015. Т. 25, № 4. С. 91–101.

Библиографическая ссылка

Захарова Т.В., Шемирова А.А. Методы нахождения опорных точек циклических нестационарных сигналов // *Вестник ТвГУ. Серия: Прикладная математика*. 2016. № 3. С. 47–58.

Сведения об авторах**1. Захарова Татьяна Валерьевна**

доцент кафедры математической статистики факультета вычислительной математики и кибернетики МГУ им. М.В. Ломоносова, старший научный сотрудник института проблем информатики ФИЦ ИУ РАН.

Россия, 119992, г. Москва, ГСП-1, Воробьевы горы, МГУ им. М.В. Ломоносова.

2. Щемирова Анна Алексеевна

студентка факультета вычислительной математики и кибернетики МГУ им. М.В. Ломоносова.

Россия, 119992, г. Москва, ГСП-1, Воробьевы горы, МГУ им. М.В. Ломоносова.

METHODS FOR SEARCHING REFERENCE POINTS OF CYCLIC AND NON-STATIONARY SIGNALS

Zakharova Tatiana Valeryevna

Associate professor at Mathematical Statistics department, Faculty of Computational Mathematics and Cybernetics, Lomonosov Moscow State University;
Senior researcher at Institute of Informatics Problems, Federal Research Center “Computer Science and Control” of the Russian Academy of Sciences
Russia, 119992, Moscow, GSP-1, Vorobyovi gory, Lomonosov MSU.

Schemirova Anna Alekseevna

Student at Department of Mathematical Statistics, Faculty of Computational Mathematics and Cybernetics, Lomonosov Moscow State University
Russia, 119992, Moscow, GSP-1, Vorobyovi gory, Lomonosov MSU.

Received 21.06.2016, revised 20.07.2016.

The article is devoted to the problem of locating the motor areas of the cerebral cortex of human non-invasive methods. Magnetoencephalography is one of such methods. Associative processing method is used to determine the boundaries of functional areas of the brain where magnitoentsefalogrammy (MEG signals) are considered in conjunction with other signals. In particular, myogram – human muscular activity signals, used for locating the site of the brain responsible for movement. The definition of reference points is the highest difficulty, on those points are averaged MEG-signal values. Material, represented in this article, describes a searching method of superweak and non-stationary signals of reference point. Search method based on idea of signal observing with two separated but adjacent windows called. Reference point, located on the edge of rest and motion segments, is determined by difference in signal conducting in adjacent windows.

Keywords: hypothesis testing, sampling variance window, sample quantile, myogram.

Bibliographic citation

Zakharova T.V., Schemirova A.A. Methods for searching reference points of cyclic and non-stationary signals. *Vestnik TsvGU. Seriya: Prikladnaya Matematika* [Herald of Tver State University. Series: Applied Mathematics], 2016, no. 3, pp. 47-58. (in Russian)

References

- [1] Hamalainen M., Hari R., Ilmoniemi R.J., Knuutila J., Lounasmaa O.V. Magnetoencephalography – theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Reviews of Modern Physics*, 1993, vol. 65, pp. 413–497.

-
- [2] Bening V.E., Dranitsyna M.A., Zakharova T.V., Karpov P.I. Reshenie obratnoi zadachi v mnogodipol'noi modeli istochnikov magnitoentsefalogramm metodom nezavisimykh komponent. *Informatika i ee Primeneniya* [Computer Science and its Applications], 2014, vol. 8 (2), pp. 79–87. (in Russian)
- [3] Zakharova T.V., Nikiforov S.Yu., Goncharenko M.B., Dranitsyna M.A., Klimov G.A., Khaziakhmetov M.S., Chayanov N.V. Metody obrabotki signalov dlya lokalizatsii nevospolnimykh oblastei golovnoego mozga. *Sistemy i Sredstva Informatiki* [Systems and Means of Computer Science], 2012, vol. 22 (2), pp. 157–176. (in Russian)
- [4] Shchenyavskaya E.V., Allakhverdieva V.M. Modifikatsiya metoda nakhozhdeniya opornykh toчек i ego primeneniye dlya izucheniya svoistv signalov miogrammy. *Trudy Pervoi Nauchno-Prakticheskoi Konferentsii Molodykh Uchenykh «Zadachi Sovremennoi Informatiki»* [Proceedings of the First Scientific-Practical Conference for Young Scientists «Problems of Modern Computer Science»], 2014, pp. 21–25. (in Russian)
- [5] Zakharova T.V., Korolev V.Yu., Shchemirova A.A. Issledovaniya osobennostei signalov miogrammy. *Sistemy i Sredstva Informatiki* [Systems and Means of Computer Science], 2015, vol. 25 (4), pp. 91–101.