

## Модификация алгоритма распознавания QRS комплексов в реальном времени Пана-Томпкинсона

*А.В. Леонова, А.А. Агейченко*

*Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону*

**Аннотация:** В статье рассматривается алгоритм Пана-Томпкинсона для распознавания QRS комплексов в реальном времени, при применении его на ПК для анализа записей не в реальном времени, а записанных заранее.

Пан и Томпкинсон разработали алгоритм реального времени для обнаружения QRS комплексов ЭКГ сигналов. Однако, в настоящее время алгоритм достаточно сильно устарел. С помощью определенных изменений и современных возможностей, можно повысить параметры скорости работы и качества анализа.

Модифицированная версия алгоритма была разработана для использования в клиентском программном обеспечении мобильного многофункционального аппаратно-программного комплекса длительного кардиомониторирования и эргонометрии. Более качественный и точный анализ положения QRS комплексов в сигнале позволяет более точно производить оценку состояния сердечно-сосудистой системы человека, что является важным фактором при лечении и диагностике заболеваний сердца на ранних стадиях.

**Ключевые слова:** ЭКГ, точный анализ, обнаружение QRS, алгоритм Пана-Томпкинсона, сердечно-сосудистая система.

### Введение

Основой программного обеспечения широкого круга диагностических и терапевтических систем поддержки деятельности Сердечнососудистой системы (ССС) человека является программный модуль регистрации и распознавания элементов электрокардосигнала (ЭКС). От качества его работы в максимальной степени зависит качество диагностики состояния ССС и эффективность проводимой терапии. Современные аппаратно-программные комплексы регистрации ЭКС оперируют с длительностями регистрации порядка 24 и более часов, что соответствует  $10^5$  и более количествам QRS. При таком большом количестве анализируемых элементов сигнала качество распознавания должно быть очень высоким, например, 0,1 процента неверно распознанных QRS соответствует 100 комплексам, которые придется обрабатывать вручную. Существующие алгоритмы имеют качество распознавания даже ниже 0,1 процента, поэтому весьма актуальной

---

является задача распознавания QRS – комплексов с высоким уровнем чувствительности и специфичности.

### **Постановка задачи**

Задача обнаружения QRS комплексов в ЭКС изучена достаточно хорошо, существует множество разработанных методов и способов, отличающихся различной погрешностью и временем обработки [1][2][3]. Из множества методов был выбран алгоритм Пана-Томпкинсона, как один из наиболее простых в реализации, быстрых по выполнению и дающих погрешность достаточно низкую, для проведения качественного анализа записей ЭКС [4][5][6]. Оригинальный алгоритм Пана-Томпкинсона при проверке на базе данных MIT-BIH дает погрешность в 0.675 процентов ложно обнаруженных и пропущенных комплексов[7]. Как сказано выше, это соответствует 600 – 800 комплексам в зависимости от ЧСС пациента при 24- часовом периоде наблюдения. Требуется улучшить чувствительность и специфичность алгоритма хотя бы до уровня 0,2 процента. Для этого необходимо более внимательно отнестись к участкам ЭКС, искаженным артефактами движения и электромагнитными наводками. Кроме того, состояние ССС не является стационарным процессом, а подвержено изменениям, поэтому базовая форма QRS – комплекса претерпевает определенные суточные изменения. Алгоритм должен это учитывать и адаптировать свои пороги и уставки в соответствии с этими изменениями. Для решения этой задачи необходимо выявить основные причины ложного распознавания и пропуска QRS – комплексов и разработать дополнения к алгоритму, реагирующие на эти причины.

### **Анализ ошибок и модификация алгоритма распознавания QRS**

В результате работы было выявлено несколько способов по повышению качества анализа оригинального алгоритма [8].

При использовании данного алгоритма на практике, при анализе записей ЭКГ на ПК, был выявлен ряд недостатков, а именно:

- 1) Большой объем требуемой оперативной памяти при частоте дискретизации 400 Гц и выше [9];
- 2) Сильное влияние артефактов на качество распознавания [10];

Наибольший вклад в ошибку, при распознавании комплексов с помощью оригинального алгоритма, вносили артефакты и сильные шумы [11]. Для снижения влияния артефактов и шумов на распознавание комплексов было принято решение о необходимости обнаружения артефактов до анализа, а их границы учитывать при анализе [12]. Алгоритм обнаружения артефактных участков следующий:

- 3) На неартефактном участке, границы которого должны быть заданы, к  $f_e$  отсчетам применить БПФ, проанализировать спектральную мощность сигнала в частотах 5 – 11 Гц, принять это значение как нормальное;
- 4) Принять текущий отсчет равным 0;
- 5) Начиная с текущего отсчета, к  $f_e$  отсчетам сигнала применить БПФ, подсчитать спектральную мощность сигнала в частотах 5 - 11 Гц, если спектральная мощность превышает нормальную более чем в 2.3 раза, то принять данный отрезок длиной в  $f_i$  отсчетов как артефактный [13][14];
- 6) Нарастить текущий отсчет на  $f_i$ ;
- 7) Перейти к пункту 3.

Переменные  $f_e$  и  $f_i$  вычисляются экспериментально,  $f_e$  должна быть наиболее близкой степенью двойки не меньше  $f_i$ . Разница в 2.3 раза получена опытным путем.

После вычисления артефактных участков, необходимо произвести фильтрацию сигнала [15][16]. В оригинальном алгоритме использовался

---

полосовой фильтр 5-11 Гц 2го порядка, разработанный для применения в режиме реального времени. Вместо этого, было принято решение использовать полосовой фильтр Чебышева 1го типа, 4го порядка [17][18].

Модифицированная версия алгоритма содержит следующие этапы:

- 1) Вычисление 32-х значений производной и квадрата функции [19]

$$y[i] = (1/8 * (2 * x[i] + x[i-1] - x[i-3] - 2 * x[i-4]))^2 \quad (1)$$

- 2) Вычисление первого значения интегрирующей функции

$$z[0] = \sum_{j=0}^{30} y[j] \quad (2)$$

- 3) Вычисление последующих значений интегрирующей функции

$$z[i] = z[i-1] - y[0] + y[31] \quad (3)$$

- 4) Сдвиг функции производной и квадрата функции на 1 элемент

$$y[i-1] = y[i] \quad (4)$$

- 5) Вычисление нового 32-го значения функции производной и квадрата функции по формуле 1

- 6) Если конец записи, то перейти к шагу 7, иначе, перейти к шагу 3

- 7) На неартефактном участке сигнала, длительностью от 8 до 16 секунд [20], вычислить максимальные и минимальные значения функции интегрирования, вычислить порог распознавания

$$TRESHHOLD = \min + (\max - \min) * 0,4 \quad (5)$$

где  $\min$  это минимальное значение функции на данном участке,  $\max$  максимальное значение функции на данном участке

- 8) Принять РЕАКИ, равный текущему отсчету X

- 9) Если текущий отсчет  $X > TRESHHOLD$  перейти к пункту 10, иначе, к пункту 20.

- 10) Проверить, не принадлежит ли данный отсчет к артефактному участку сигнала, в случае его принадлежности к артефактному

участку пропустить  $N$  отсчетов и перейти к пункту 8, иначе, перейти к пункту 11.  $N$  – длительность данного артефактного участка [21]

- 11) Найти в точке сигнала, соответствующей текущему отсчету интегрирующей функции, локальный максимум, радиус поиска не должен превышать количество отсчетов, соответствующее 0.1 секунде реального времени.
- 12) Принять данный максимум как точку R пика QRS комплекса
- 13) Найти локальные минимумы слева и справа от точки R пика, радиус поиска принимать исходя из частоты дискретизации, должен соответствовать 0.03 – 0.05 секундам реального времени сигнала [22]
- 14) Принять данные локальные максимумы как Q и S пики QRS комплекса
- 15) Принять в качестве текущего RR интервала разницу между текущим и предыдущим R пиком
- 16) Принять в качестве среднего RR интервала среднее арифметическое от последних 8ми RR интервалов
- 17) Принять в качестве PEAKI точку интегрирующей функции, соответствующую точке R пика данного комплекса
- 18) Рассчитать новые значения SPKI по формуле 6 и TRESHHOLD по формуле 7

$$SPKI = 0.125 * PEAKI + 0.875 * SPKI \quad (6)$$

$$TRESHHOLD = NPKI + 0.20(SPKI - NPKI) \quad (7)$$

- 19) Пропустить  $Z$  отсчетов и перейти к пункту 8.  $Z$  вычисляется экспериментально, должна обеспечивать пропуск оставшейся части комплекса и T пика
- 20) Рассчитать новые значения NPKI по формуле 8 и TRESHHOLD по формуле 7

$$NPKI = 0.125 * PEAKI + 0.875 * NPKI \quad (8)$$

- 21) Если с момента последнего комплекса прошло время превышающее значение  $2*RRMean$ , где  $RRMean$  это последнее значение среднеарифметической длительности  $RR$  интервала, то провести повторный анализ участка с точки  $i - RRMean$  до текущей точки  $i$ , с использованием порогового значения

$$TRESHHOLD2 = TRESHHOLD / 2 \quad (9)$$

- 22) Если выполняется условие

$$TRESHHOLD < \min + (\max - \min) * 0,13 \quad (10)$$

То вычислить новое значение как

$$TRESHHOLD = \min + (\max - \min) * 0,13 \quad (11)$$

- 23) Перейти к пункту 8

В формулах используются следующие переменные:

- $PEAKI$  – локальный максимум;
- $SPKI$  текущая оценка максимума сигнала;
- $NPKI$  текущая оценка максимума шума;
- $TRESHHOLD$  базовый порог распознавания ;
- $TRESHHOLD2$  вторичный порог распознавания.

### **Проверка качества работы модифицированного алгоритма**

Для испытания алгоритма были проанализированы записи из базы данных MIT/BIN. База данных содержит 48 получасовых записей по 2 канала каждый, те же самые, которые использовались при испытании оригинального алгоритма Пана-Томпкинсона. В таблице 1 приведены результаты анализа этих файлов[23, 24].

Таблица № 1

Результаты анализа файлов базы данных MIT/BIN



Номер записи	Количество комплексов в записи,	Ложно распознанные, шт.	Пропущенные, шт.	Итоговая ошибка, шт.	Итоговая ошибка, %.
100	2273	0	1	1	0,04%
101	1865	1	0	1	0,05%
102	2187	0	0	0	0,00%
103	2084	0	0	0	0,00%
104	2230	9	0	9	0,40%
105	2572	7	2	9	0,35%
106	2027	1	1	2	0,10%
107	2137	0	1	1	0,05%
108	1763	20	2	22	1,25%
109	2532	0	0	0	0,00%
111	2124	0	0	0	0,00%
112	2539	0	0	0	0,00%
113	1795	0	0	0	0,00%
114	1879	1	2	3	0,16%
115	1953	0	0	0	0,00%
116	2412	1	3	4	0,17%
117	1535	0	0	0	0,00%
118	2275	0	0	0	0,00%
119	1987	0	0	0	0,00%
121	1863	1	1	2	0,11%
122	2476	0	0	0	0,00%
123	1518	0	0	0	0,00%
124	1619	0	0	0	0,00%
200	2601	1	0	1	0,04%
201	1963	0	1	1	0,05%
202	2136	0	1	1	0,05%
203	2982	5	3	8	0,27%
205	2656	0	2	2	0,08%
207	1862	1	2	3	0,16%
208	2956	1	4	5	0,17%

---

---

209	3004	0	0	0	0,00%
210	2647	0	2	2	0,08%
212	2748	0	0	0	0,00%
213	3251	0	0	0	0,00%
214	2262	0	1	1	0,04%
215	3363	0	0	0	0,00%
217	2208	1	1	2	0,09%
219	2154	0	0	0	0,00%
220	2048	0	0	0	0,00%
221	2427	0	0	0	0,00%
222	2484	10	9	19	0,76%
223	2605	0	0	0	0,00%
228	2053	2	1	3	0,15%
230	2256	0	0	0	0,00%
231	1886	0	0	0	0,00%
232	1780	0	0	0	0,00%
233	3079	0	0	0	0,00%
234	2753	0	0	0	0,00%
48	116137	62	40	102	0,09%

### Заключение

К оригинальному алгоритму добавилась функция анализа артефактных участков, изменился фильтр, были изменены коэффициенты. В результате испытаний на записях базы данных МПТ/ВН была получена ошибка 0.09%, что в 7 раз меньше ошибки оригинального алгоритма, которая составляла 0.67%. Так же, по сравнению с оригинальным алгоритмом снизилось время анализа. Проверка проводилась на ПК, путем реализации оригинального и модифицированного алгоритмов на языке C++ и последующим запуском синтезированных программ для анализа одинаковых записей.

Оригинальный алгоритм обрабатывает запись длительностью 0.5 часа в течение 36 секунд в среднем за 48 записей. Запись длительностью 24 часа

обрабатывается 14 минут. Время анализа одной записи модифицированным алгоритмом, длительностью 0.5 часа, происходит за 8 секунд, запись длительностью 24 часа обрабатывается за 7.5 минут, что в 2 раза меньше времени работы оригинального алгоритма.

Достоинства модифицированного алгоритма:

Сокращение требуемого количества времени для анализа записи ЭКГ, предварительный полуавтоматический анализ артефактных участков позволяет избежать их влияния на работу алгоритма, повышение точности анализа.

Недостатки модифицированного алгоритма:

Необходимость использования более сложной функции фильтрации и БПФ для анализа артефактов.

Результаты исследований, изложенные в данной статье, получены при финансовой поддержке Минобрнауки РФ в рамках реализации проекта "Создание высокотехнологичного производства по изготовлению мобильного многофункционального аппаратно-программного комплекса длительного кардиомониторирования и эргометрии" по постановлению правительства №218 от 09.04.2010г. Исследования проводились в ФГАОУ ВО ЮФУ.

### Литература

1. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-32, 1985. – pp. 230-236.
2. Шлее М. Qt 4.5 Профессиональное программирование на C++. Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2010. – 883 с.
3. Барановский А.Л., Калиниченко А.Н., Манило Л.А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов / Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. - 247 с.: ил.

4. Ладяев, Д.А. Алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов на основе вейвлет- преобразования: автореф. дисс. на соиск. учен. степ. канд. техн. наук. – Саранск, 2007. - 22 с.

5. Diery A., Rowlands D., James D.A., Cutmore T. Nonlinear processing techniques for P-wave detection and classification: a review of current methods and applications. URL: [aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf](http://aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf). (handling date: 25.03.2015).

6. Кривоногов Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардио- графической информации: Дисс... канд. техн. наук. – Пенза, 2003. - 231 с.

7. Reza Sameni, Gari D. Clifford, Christian Jutten, Mohammad B. Shamsollahil Multichannel ECG and noise modeling: application to maternal and fetal ECG signals // EURASIP Journal on Applied Signal Processing. – Vol. 2007. – № 1. – pp. 94–110.

8. Нагин В.А. Распределенная компьютерная система сбора и математической обработки электрофизиологических сигналов: автореф. дис. канд. техн. наук. – М., 2002. – 27с.

9. Thakor N. V., Webster J. G., and Tompkins W. J. Design, implementation, and evaluation of a microcomputer-based portable arrhythmia monitor. – Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 151-159, 1984.

10. Valtino X. Afonso. ECG QRS Detection. URL: [physik.uni-freiburg.de/~severin/ECG\\_QRS\\_Detection.pdf](http://physik.uni-freiburg.de/~severin/ECG_QRS_Detection.pdf) (handling date: 27.03.2015).

11. Савостин А.А. Преимущества методов оптимальной фильтрации при электрокардиологических исследованиях. URL: [rusnauka.com/10\\_NPE\\_2010/Tecnic/62994.doc.htm](http://rusnauka.com/10_NPE_2010/Tecnic/62994.doc.htm) (дата обращения: 27.03.2015).

---

12. Natalia M. Arzeno. Analysis of First-Derivative Based QRS Detection Algorithms. URL: [ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2532677](http://ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2532677) (handling date: 01.04.2015).
13. Robbert J. de Winter. A New ECG Sign of Proximal LAD Occlusion. URL: [nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMc0804737](http://nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMc0804737) (handling date: 01.04.2015).
14. Michael P. Somers. The prominent T wave: Electrocardiographic differential diagnosis. URL: [ajemjournal.com/article/S0735-6757\(02\)92193-5/abstract](http://ajemjournal.com/article/S0735-6757(02)92193-5/abstract) (handling date: 01.04.2015).
15. Истомина Т.В., Чувыкин Б.В., Щеголев В.Е. Применение wavelet-преобразования для задач обработки информации. – Пенза: Изд-во ПГУ, 2002. – 228с.
16. Diery A., Rowlands D., James D.A., Cutmore T. Nonlinear processing techniques for P-wave detection and classification: a review of current methods and applications. URL: [aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf](http://aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf) (handling date: 02.04.2015).
17. Torrence C., Combo G.P. A Practical Guide to Wavelet Analysis // Bulletin of the American Meteorological Society, 1998. – № 1. Vol. 79. pp. 61–78.
18. Дремин И. М., Иванов О. В. Вейвлеты и их применение // Успехи физических наук, 2001. – №5. – с. 465–501.
19. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие. – М.: Машиностроение, 2004. –597 с.
20. Breme N., Oggero E., Pagnacco G. Power spectrum characteristics of physiologic and pathologic tremor // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 1999. – Vol. 1, No. 1. – pp. 71-88.
21. Коваль В.Т., Окунь Б.В., Татаркина Н.Д., Коваль Е.В., Хорошун Р.М., Конорева Н.А. Техногенная этиология сердечно-сосудистых

заболеваний // Здоровье. Медицинская экология. Наука. – 2002. – № 1-2. – с. 47.

22. Джанашия П.Х., Шевченко Е.М., Олившенко А.В. Неотложная кардиология. – М.: Изд-во БИНОМ, 2010. – 288 с.

23. Ковтун Д.Г., Синютин С.А. Анализ алгоритмов подстройки порога срабатывания для QRS комплексов // Инженерный вестник Дона, 2014, №3 URL:ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2014/2547.

24. Тарасова И.А., Леонова А.В., Синютин С.А. Алгоритмы фильтрации сигналов биоэлектрической природы // Инженерный вестник Дона, 2012, №4 (часть 2) URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2012/1481.

### References

1. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-32, 1985. pp. 230-236.

2. M. Schlee Qt 4.5 Professionalnoe programmirovaniye v C ++ [Qt 4.5 Professional Programming in C ++]. St. Petersburg: BHV-Petersburg, 2010. 883 p.

3. Baranovsky A.L., A.N. Kalinichenko, L.A. Manilo et al. Kardiomonitoring. Apparatura neprerivnogo kontrolya ECG [Pulse. Continuous monitoring of ECG equipment]: Proc. manual for schools. Pod red. AL Baranovsky i A.P. Nemirko. M.: Radio i Svyaz, 1993. 247 p.: s il.

4. Ladyaev, D.A. Algoritm obnaruzheniya QRS-kompleksov ECG signalov na osnove veivlet – preobrazovaniya [Detection algorithm QRS-complexes of ECG signals based on wavelet transform]: Author. diss. on soisk. uchen. step. cand. tehn. nauk. Saransk, 2007. 22 p.

5. Diery A., Rowlands D., James D.A., Cutmore T. Nonlinear processing techniques for P-wave detection and classification: a review of current methods and applications. URL: aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf.

6. Krivonogov L.Y. Metody i algoritmy pomehoustoichivosty obrabotky elektrokardiograficheskoy informatsii [Methods and algorithms for processing electrocardiogram interference-graphical information]: Diss. cand. tehn. nauk. Penza, 2003. 231 p.
7. Reza Sameni, Gari D. Clifford, Christian Jutten, Mohammad B. Shamsollahil Multichannel ECG and noise modeling: application to maternal and fetal ECG signals. EURASIP Journal on Applied Signal Processing. Vol. 2007. № 1. pp. 94–110.
8. V.A. Nagin Raspredeleonnaya systema sbora i matematicheskoy obrabotky elektrofiziologicheskikh signalov [A distributed computer system for collecting and mathematical processing of electrophysiological signals]: Author. Dis. cand. tehn. Sciences. M., 2002. 27c.
9. Thakor N. V., Webster J. G., and Tompkins W. J. Design, implementation, and evaluation of a microcomputer-based portable arrhythmia monitor. Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 151-159, 1984.
10. Valtino X. Afonso. ECG QRS Detection. URL: [physik.uni-freiburg.de/~severin/ECG\\_QRS\\_Detection.pdf](http://physik.uni-freiburg.de/~severin/ECG_QRS_Detection.pdf).
11. A.A. Savostin. URL: [rusnauka.com/10\\_NPE\\_2010/Tecnic/62994.doc.htm](http://rusnauka.com/10_NPE_2010/Tecnic/62994.doc.htm).
12. Natalia M. Arzeno. Analysis of First-Derivative Based QRS Detection Algorithms. URL: [ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2532677](http://ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2532677).
13. Robbert J. de Winter. A New ECG Sign of Proximal LAD Occlusion. URL: [nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMc0804737](http://nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMc0804737).
14. Michael P. Somers. The prominent T wave: Electrocardiographic differential diagnosis. URL: [ajemjournal.com/article/S0735-6757\(02\)92193-5/abstract](http://ajemjournal.com/article/S0735-6757(02)92193-5/abstract).

15. Istomina T.V., Chuvykin B.V., V.E. Shchegolev *Primenenie wavelet-preobrazovaniya dlya zadach obrabotky informatsii* [Application of wavelet-processing for tasks of information processing]. Penza Univ PSU, 2002. 228 p.
16. Diery A., Rowlands D., James D.A., Cutmore T. *Nonlinear processing techniques for P-wave detection and classification: a review of current methods and applications*. URL: [aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf](http://aprs.org.au/anziis2003/Papers/paper173.pdf).
17. Torrence C., Compo G.P. *A Practical Guide to Wavelet Analysis*. Bulletin of the American Meteorological Society, 1998. № 1. Vol. 79. pp. 61–78.
18. Dremine I.M., Ivanov O.V. *Uspehi fizicheskikh nauk*. 2001. №5. pp. 465-501.
19. Gusev V.G. *Poluchenie informacii o parametrah i harakteristikah organizma i fizicheskie metody vozdeistviya na nego* [Getting information about the parameters and characteristics of the body and physical methods of influence on him]: Uchebnoe posobie. M.: Mashinostroenie, 2004. 597 p.
20. Breme N., Oggero E., Pagnacco G. *Power spectrum characteristics of physiologic and pathologic tremor*. Acta of Bioengineering and Biomechanics. 1999. Vol. 1, No. 1. pp. 71-88.
21. Koval V.T., Perch B.V., Tatarkina N.D., Koval E.V., Khoroshun R.M., Konoreva N.A. *Zdorove. Medicinskaya ekologiya*. Nauka. 2002. № 1-2. 47 p.
22. Janashia P.H., Shevchenko E.M., Olivshenko A.V. *Neotlozhnaya kardiologiya* [Emergency Cardiology]. M.: BINOM, 2010. 288 p.
23. Kovtun D.G., Sinyutin S.A. *Inženernyj vestnik Dona (Rus)*, 2014, №3 URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2014/2547](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2014/2547).
24. Tarasova I.A., Leonova A.V., Sinyutin S.A. *Inženernyj vestnik Dona (Rus)*, 2012, №4 (part 2) URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2012/1481](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2012/1481).