

УДК 616.12

В.М. КОЛОДЯЖНЫЙ<sup>1</sup>, Н.О. ТУЛЯКОВА<sup>2</sup><sup>1</sup>Харьковский национальный автомобильно-дорожный университет, Украина<sup>2</sup>Сумской институт межрегиональной академии управления персоналом, Украина

## ПРИМЕНЕНИЕ ВЗВЕШЕННОГО ГИБРИДНОГО МЕДИАННОГО ФИЛЬТРА С ЛИНЕЙНЫМИ СУБАПЕРТУРАМИ С КОНЕЧНОЙ ИМПУЛЬСНОЙ ХАРАКТЕРИСТИКОЙ ДЛЯ УДАЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ В ЭНЦЕФАЛОГРАММАХ

Рассмотрена задача устранения двигательных артефактов в электроэнцефалограммах (ЭЭГ). Предлагается использовать нелинейный алгоритм класса взвешенных КИХ-гибридных медианных фильтров для удаления сложных помех данного вида. В результате вычислительного эксперимента получены высокие показатели эффективности фильтра для сигнала вида "резкого и наклонного перепада" в условиях наличия аддитивного гауссова шума с широким диапазоном изменения дисперсии. Применение фильтра на реальных сигналах показало его способность устранять двигательные артефакты без существенных искажений информационной составляющей. Фильтр имеет простую алгоритмическую реализацию, высокое быстродействие, позволяющее устранять артефакты ЭЭГ в реальном времени.

**Ключевые слова:** устранение двигательных артефактов биомедицинских сигналов, электроэнцефалограмма, взвешенные КИХ-гибридные медианные фильтры.

### Введение

В автоматизированных системах анализа и обработки долговременных биомедицинских сигналов электрической активности мозга – электроэнцефалограмм (ЭЭГ) существует задача устранения артефактов, возникающих вследствие движений пациента (движения головы, движения и моргания глаз, мышечных шумов). Такие артефакты представляют собой помехи сложного вида с широким, случайным, априорно неизвестным спектром частот, который невозможно выделить из сигнала без внесения существенных искажений линейными фильтрами в частотной области [1 – 3]. Для успешного применения линейных фильтров во временной области необходимы знания спектральных, временных и статистических характеристик сигнала и помех, их стационарность, гауссов закон плотности распределения вероятностей (ПРВ) помехи, что для рассматриваемого вида помех не выполняется [3, 4].

Наличие в ЭЭГ электроокулографических (ЭОГ) потенциалов моргания и другого движения глаз вызывает значительные трудности применения автоматизированных систем обработки и анализа ЭЭГ, так как такие помехи часто распознаются как информативные изменения [2]. Проблема устранения артефактов движения глаз сложная, поскольку различные частотные ЭОГ-компоненты трансформируются в спектр ЭЭГ в различной степени [2, 3].

Один из методов устранения из ЭЭГ артефактов моргания глаз заключается в параллельной реги-

страции ЭОГ-потенциалов и вычисления их составляющих для последующего удаления из спектра информационного сигнала ЭЭГ [4]. Данный метод устранения артефактов движения глаз из ЭЭГ дорогостоящий, так как требует дополнительных технических средств и больших вычислительных затрат.

Для устранения двигательных артефактов из биомедицинских сигналов и выделения в них независимых компонент применяется технология "слепого разделения источников" (BSS – Blind Separation of Source Signals) [5], основанная на предположении статистической независимости источников полезных и мешающих сигналов. Суть метода BSS заключается в поиске на основании результатов наблюдений и имеющейся априорной информации о законах ПРВ сигналов источников оптимальной оценки модели или параметров, от которых зависит выбранная модель. При байесовском подходе задача разделения сигналов заключается в определении параметров модели, при которых достигает максимума апостериорная вероятность  $P(A/\vec{X}, I)$ , где  $A$  – модель смешивающей матрицы с постоянными коэффициентами, определяющими веса, с которыми в каждый из наблюдаемых сигналов входят сигналы вектора источников  $\vec{S}$ ,  $\vec{X} = A\vec{S}$  – вектор наблюдения,  $I$  – имеющаяся априорная информация [5]. При этом используемые в данном методе априорные знания о законах ПРВ источников сигналов, оптимизируемая модель смешивающей матрицы должны достаточно адекватно описывать изучаемые процес-

сы и условия распространения порождаемых ими сигналов в неоднородной среде. Отмечаются также ограничения метода, связанные с нестационарностью ЭЭГ и превышением размерности вектора источников над числом наблюдаемых сигналов [5]. Кроме того, касательно внешних источников шума и двигательных артефактов их статистическая независимость с полезным ЭЭГ-сигналом следует из природы возникновения данных помех. Однако если рассматривать влияние других биоэлектрических величин, не связанных напрямую с регистрируемыми сигналами, в частности разделение ЭЭГ и ЭОГ, то предположение статистической независимости источников данных биопотенциалов не отвечает интуиции. Исходя из взаимосвязанности физиологических процессов в организме [2 – 4] и природы возникновения ЭЭГ и ЭОГ, предположение их статистической независимости не обосновано.

Предположение статистической независимости полезного сигнала и помехи также используется линейными процедурами адаптивного подавления шума (АПШ) [3]. Достоинства процедуры АПШ заключаются в том, что принцип ее функционирования не требует знаний о форме волны, спектральных и статистических свойствах сигнала и помехи, выполнения условий их стационарности. Однако для АПШ необходимо существование дополнительного канала информации, связанного или коррелированного с помехой и некоррелированного с полезным сигналом, для формирования опорного входа адаптивного фильтра, для нахождения оптимальных весовых коэффициентов которого также должно выполняться условие некоррелированности отсчетов во времени. Данные требования препятствуют применению АПШ для устранения двигательных артефактов вследствие их случайности и не взаимосвязанности с другими процессами. Кроме того, большинство биомедицинских сигналов – сильно коррелированные во времени данные [2 – 4].

В связи с чрезвычайной вариабельностью двигательных артефактов, а также большим индивидуальным разбросом и внутригрупповой изменчивостью медико-биологических показателей пациентов в автоматизированных системах анализа и классификации биомедицинской информации возникают трудности определения образцов и пороговых значений, которое необходимо осуществлять адаптивно к индивидуальным особенностям каждого человека [2, 3, 6]. Использование в биомедицинских системах мощных классификаторов – искусственных нейронных сетей (ИНС) [3, 6] – открывает возможности моделирования чрезвычайно сложных нелинейных зависимостей. ИНС нелинейны по своей природе, характеризуются способностью обучаться – адаптироваться к модели сигнала и помех. Однако успех

их применения во многом зависит от правильности и полноты подбора обучающей выборки представительных данных, выбора архитектуры ИНС, интерпретации результатов. При использовании ИНС в биомедицинских системах необходимо индивидуально для каждого пациента сформировать обучающую выборку всех образцов, необходимых для классификации, в то время как некоторые образцы, имеющие важное диагностическое значения, во время обучения могут не появиться вообще. В таких системах артефакты часто распознаются как диагностические изменения вследствие аналогичности амплитудных, временных и спектральных свойств. Поэтому для применения ИНС часто необходима предварительная фильтрация с целью подавления шума и устранения артефактов [6].

Заметим, что большинство методов устранения двигательных артефактов в ЭЭГ имеют сложную алгоритмическую реализацию, и, соответственно, невысокое быстродействие. В то время как при мониторинге важна оперативность обработки данных в реальном времени. В связи с этим до настоящего времени **актуальна** задача поиска простых и достаточно эффективных алгоритмов предварительной фильтрации двигательных артефактов и других помех в биомедицинских системах.

## 1. Взвешенный КИХ-гибридный медианный фильтр

Проблема устранения сложных помех, к которым относятся "ступенькоподобные" артефакты движения (step-like artifacts), для некоторых биомедицинских сигналов довольно успешно решается методами нелинейной фильтрации, в частности артефакты в ЭЭГ могут быть устранены с помощью КИХ-гибридных медианных фильтров (КГМФ) [2]. Главным преимуществом КГМФ является сохранение сигналов вида "резкого и наклонного перепада" (step and ramp edge) и обеспечение высокой эффективности подавления шума в их окрестностях [1, 2].

К классу КГМФ относятся взвешенные КГМФ (ВКГМФ), выходные сигналы которых являются медианой расширенной выборки, включающей центральный элемент скользящего окна фильтра и выходные значения КИХ-субапертур с назначением веса (количества повторений) определенным элементам выборки. Достоинство взвешенных медианных фильтров (ВМФ) заключается в гибкой настройке свойств путем подбора весов в зависимости от приоритета требований по сохранению определенных видов сигналов и подавлению помех [1, 7].

Выходной сигнал ВМФ задается выражением

$$y^{\text{ВМФ}}(n) = \text{MED}(w_{-k} \diamond x(n-k), \dots, w_0 \diamond x(n), \dots, w_1 \diamond x(n+i), \dots, w_k \diamond x(n+k)),$$

где  $x(n-i)$ ,  $i=k, \dots, k$  – значения входного сигнала;  $w_i$  – вес элемента в выборке, определяющий число его дублирования (включения в расширенную выборку  $w_i$  раз);  $\diamond$  – операция дублирования соответствующего элемента выборки в окне фильтра размером  $N$ ;  $k=(N-1)/2$ .

Размер полученной таким образом расширенной выборки данных составляет  $\sum w_i$  отсчетов, где  $w_i \geq 0$ ,  $\sum w_i$  – нечетная [1, 7].

Аналитически свойства ВМФ и оптимальные веса  $w_i$  описываются теорией порогового разложения и стековых фильтров [1, 7, 8]. На основании стековых свойств ВМФ в [9] приводится выражение, описывающее выходной сигнал ВКГМФ (рис.1), эквивалентного рекурсивному алгоритму многоуровневой повторной медианной фильтрации с увеличивающимися на каждом уровне размерами выборок данных для расчета выходных значений КИХ-субапертур (IPGFMHF – In-Place Growing FIR Median Hybrid Filter [9]). Данный нелинейный фильтр обеспечивает высокую степень подавления шума в окрестности и непосредственно вблизи точки резкого перепада и при этом хорошо сохраняет сигнал – вносит минимальные ошибки при его обработке [9].

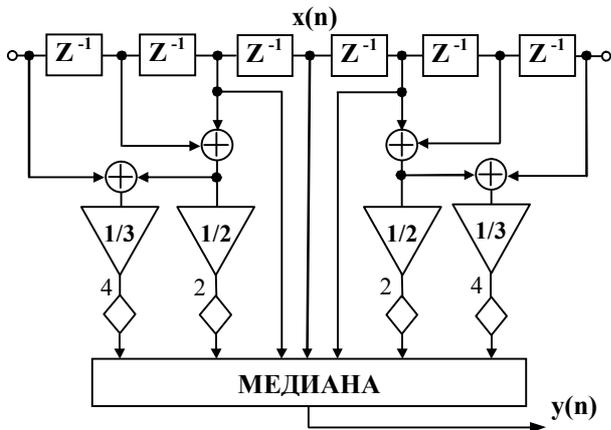


Рис. 1. Схема ВКГМФ, где  $Z^{-1}$  – задержка обработки в один отсчет

Высокая эффективность подавления флуктуаций в области скачкообразных изменений сигнала позволяет применять IPGFMHF для удаления высокоамплитудных нелинейных искажений в биомедицинских сигналах, возникающих вследствие движений пациента или смещения электродов [10].

Выходной сигнал ВКГМФ, эквивалентного алгоритму IPGFMHF [9], описывается выражением

$$y(n) = \text{med}[2^{M-1} \diamond \Phi_{ML}(x(n)), 2^{M-2} \diamond \Phi_{(M-1)L}(x(n)), \dots, \Phi_{1L}(x(n)), x(n), \Phi_{1R}(x(n)), \dots, 2^{M-2} \diamond \Phi_{(M-1)R}(x(n)), 2^{M-1} \diamond \Phi_{MR}(x(n))],$$

где  $\Phi_{jL}$ ,  $\Phi_{jR}$  – выходные значения КИХ-субапер-

тур, экстраполирующие выходной сигнал  $y(n)$  по предыдущим (расположенным "слева от") и последующим (расположенным "справа от") отсчетам относительно центрального элемента  $x(n)$  в скользящем окне данных размером  $N=2M+1$ ;  $M$  – число уровней медианной фильтрации.

Выходные значения КИХ-субапертур ВКГМФ для уровня  $j$  определяются усреднением отсчетов:

$$\Phi_{jL} = \frac{1}{J} \sum_{i=1}^J x(n-i), \quad \Phi_{jR} = \frac{1}{J} \sum_{i=1}^J x(n+i).$$

Таким образом, проведем исследования эффективности для условий воздействия нестационарного (с различным уровнем дисперсии) шума и применения ВКГМФ для устранения артефактов в ЭЭГ.

## 2. Результаты исследования

Применение ВКГМФ для удаления артефакта моргания глаз в ЭЭГ показано на рис.2.

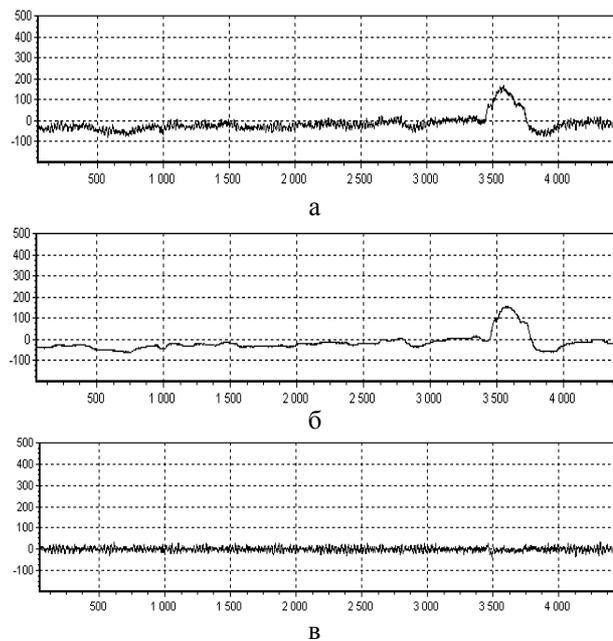


Рис.2. Применение ВКГМФ (размер апертуры  $N=19$ ) для удаления артефакта моргания глаз из ЭЭГ: а – исходный сигнал; б – сигнал на выходе фильтра; в – результат вычитания из исходного сигнала соответствующих отсчетов на выходе фильтра.

В данном случае ЭЭГ рассматривается как шум, результат обработки (рис.2, в) – разность между исходным сигналом ЭЭГ (рис.2, а) и соответствующими отсчетами на выходе фильтра (рис.2, б):

$$y(n) = x(n) - y^f(n),$$

где  $y^f(n)$  –  $n$ -й отсчет выходного сигнала фильтра;  $x(n)$  –  $n$ -й отсчет входного сигнала.

Для исследования эффективности фильтра моделировались тестовый сигнал вида "резкого и на-

клонного перепада" и аддитивной помехи, описываемой гауссовой ПРВ с нулевым математическим ожиданием и дисперсией  $\sigma_a^2$ . Такой сигнал эмулирует "ступенькоподобный" артефакт движения, а помеха – информационную составляющую ЭЭГ, представляющую нестационарный, почти шумоподобный сигнал, обусловленный спонтанной электрической активностью огромного числа нервных клеток головного мозга [2 – 5]. Модель ПРВ шума принимается гауссовой также для возможности сравнительного анализа эффективности фильтра.

В качестве критерия эффективности фильтрации выбирается общепринятый показатель среднеквадратической ошибки (СКО) на выходе фильтра [1-3], определяемый по формуле

$$\chi = \sum_{n=n_1}^{n_2} \frac{(y^f(n) - S(n))^2}{n_2 - n_1 + 1},$$

где  $y^f(n)$  – значения сигнала на выходе фильтра;

$n_1, n_2$  – индексы отсчетов, определяющие интервал оценки эффективности;

$S(n)$  – истинное значение сигнала в  $n$ -м отсчете.

Результаты численной оценки эффективности ВКГМФ по критерию СКО для широкого диапазона изменения дисперсии шума приведены в таблице 1.

Таблица 1

Численная оценка эффективности взвешенного гибридного медианного фильтра с линейными субапертурами с конечной импульсной характеристикой по критерию среднеквадратической ошибки для различных дисперсий аддитивного гауссова шума  $\sigma_a^2$  и размеров скользящего окна  $N$

$\sigma_a^2 \backslash N$	0,001	0,002	0,003	0,01	0,02	0,03
9	0,00024	0,00045	0,00067	0,00221	0,00434	0,00659
11	0,00022	0,00043	0,00063	0,00208	0,00407	0,00617
15	0,00016	0,00033	0,00049	0,00163	0,00326	0,00486
19	0,00014	0,00028	0,00041	0,00136	0,00272	0,00406

Моделировались ситуации низкого ( $\sigma_a^2 = 0,001 \dots 0,003$ ), среднего ( $\sigma_a^2 = 0,01$ ) и высокого ( $\sigma_a^2 = 0,02 \dots 0,03$ ) уровней шума. Для устойчивости результатов приводятся усредненные показатели СКО для числа тестовых воздействий  $K=200$ .

Как показывают результаты вычислительного эксперимента, для широкого диапазона изменения дисперсии аддитивного гауссова шума СКО в среднем уменьшилась в 4,5 ( $N=9$ ), в 4,8 ( $N=11$ ), в 6,1 ( $N=15$ ) и в 7,4 ( $N=19$ ) раз. Такие показатели говорят о высокой эффективности исследуемого нелинейного фильтра для сигнала вида "резкого и наклонного перепада". Для сравнения: при обработке "резкого

перепада" (скачка) медианным фильтром, стандартным КГМФ [1], ВКГМФ [11], имеющими высокую эффективность для данного вида сигнала, при одинаковых размерах апертуры и условиях помех ими обеспечивается уменьшение СКО в 2,3 - 3,8 раз [12].

## Выводы

Таким образом, на модельных и реальных данных показано, что рассмотренный алгоритм нелинейной фильтрации, относящийся к классу ВКГМФ, достаточно эффективно удаляет артефакты движения в ЭЭГ, не внося при этом значительных искажений в информационный сигнал. Результаты вычислительного эксперимента и анализ эффективности фильтра для модельного сигнала вида "резкого и наклонного перепада", имитирующего "ступенькоподобный" артефакт движения, при условиях воздействия аддитивного гауссова шума с широким диапазоном изменения дисперсии показали высокую эффективность по критерию СКО.

Алгоритм ВКГМФ имеет простую реализацию, позволяющую вести оперативную обработку сигнала в реальном времени с задержкой отсчетов на выходе фильтра  $N/2$ , где  $N$  – размер скользящего окна; общая длительность обработки, необходимая для получения значений выходного сигнала,  $N$ . Размер апертуры фильтра  $N$  выбирается, исходя из априорной информации о приблизительной длительности нелинейных "ступенькоподобных" искажений, которые необходимо удалять при обработке [9, 10].

Рассмотренный нелинейный фильтр преодолевает недостатки линейной и адаптивной фильтрации и составляет альтернативу дорогим методам устранения артефактов моргания глаз из ЭЭГ, использующим дополнительную регистрацию ЭОГ [4], при этом значительно упрощается алгоритм вторичной обработки. Исследования эффективности и тестирование фильтра на реальных данных позволяет рекомендовать его применение в автоматизированных системах обработки биомедицинских сигналов ЭЭГ с целью устранения двигательных артефактов, в частности артефактов моргания глаз.

## Литература

1. Astola J. *Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering*. / J. Astola, P. Kuosmanen. – USA: CRC Press LLC, 1997. – 276 p.
2. Varri A. *Algorithms and Systems for the Analysis of Long-Term Physiological Signals: Thesis for the degree of Doctor of Technology* / Alpo Varri. – Tampere University of Technology (Finland), May, 1992. – 60 p.
3. Рангайян Р. М. *Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход* / Р.М. Рангайян. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. – 440 с.
4. *Біомедичні сигнали та їх обробка* / под ред.

В. Г. Абакумова та ін. – Киев: ВЕК+, 1997. – 352 с.

5. Шульгин В.И. Использование технологии "слепого разделения источников" при обработке биомедицинских сигналов / В.И. Шульгин, А.В. Морозов, Е.В. Волосяк // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2005. – Т. 2, № 1. – С. 42-50.

6. An Intelligent System for the tracking-localization of changes & exploratory analysis of Long-Term ECG / N. Laskaris, G. Koudounis, S. Fotopoulos, A. Bezerianos // Medical Informatics NIE 97, Porto Carras, Sithonia (GREECE). – 1997. – 43 Pt B. – P. 546-550.

7. Optimal Weighted Median Filtering Under Structural Constraints / R. Yang, L. Yin, M. Gabbouj, J. Astola, Y. Neuvo // IEEE Trans. on Signal Proc. – 1995. – Vol. 43, No. 3. – P. 591-604.

8. Wendt P. Stack filters / P. Wendt, E. Coyle, N. C. Gallagher // IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing. – 1986. – Vol. ASSP-34, No.4. –

P. 898-911.

9. FIR-Median Hybrid Filter with Excellent Transient Response in Noisy Conditions / R. Wichman, J. Astola, P. Heinonen, Y. Neuvo // IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing. – 1990. – Vol. 38, No. 12. – P. 2108-2116.

10. Тулякова Н.О. Применение "Растущего на месте КИХ-гибридного медианного фильтра для удаления нелинейного тренда ЭКГ / Н.О. Тулякова // Радиоелектронні і комп'ютерні системи. – 2009. – № 3 (37). – С. 73-77.

11. Weighted FMH filters / J. Neejarvi, A. Vary, S. Fotopoulos, Y. Neuvo // IEEE Trans. on Signal Processing. – 1993. – Vol. 31. – P. 181-190.

12. Лукин В.В. Анализ свойств алгоритмов нелинейной фильтрации одномерных информационных сигналов / В.В. Лукин, Н.О. Тулякова, М.О. Дорожук // Авіаційно-космічна техніка та технологія. – 1999. – № 12. – С. 109-113.

Поступила в редакцію 1.09.2010

**Рецензент:** д-р техн. наук, проф., проф. каф. приема, передачи и обработки сигналов В.В. Лукин, Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Харьков, Украина.

#### ЗАСТОСУВАННЯ ЗВАЖЕНОГО ГІБРИДНОГО МЕДІАННОГО ФІЛЬТРА З ЛІНІЙНИМИ СУБАПЕРТУРАМИ З КІНЦЕВОЮ ІМПУЛЬСНОЮ ХАРАКТЕРИСТИКОЮ ДЛЯ ВИДАЛЕННЯ АРТЕФАКТІВ В ЕНЦЕФАЛОГРАМАХ

*В.М. Колодяжний, Н.О. Тулякова*

Розглянута задача усунення артефактів рухів в електроенцефалограмах (ЕЕГ). Пропонується використувати алгоритм класу зважених КИХ-гібридних медіанних фільтрів для видалення складних завад даного виду. У результаті обчислювального експерименту отримані високі показники ефективності фільтру для сигналу типу "різкого та скісного перепаду" в умовах наявності адитивного гаусова шуму з широким діапазоном змінювання дисперсії. Застосування фільтру на реальних сигналах показало його здатність усувати артефакти рухів без істотних спотворень інформаційної складової. Фільтр має просту алгоритмічну реалізацію, високу швидкодію, що дозволяє видаляти артефакти ЕЕГ у реальному часі.

**Ключові слова:** видалення артефактів рухів біомедичних сигналів, електроенцефалограма, зважені КИХ-гібридні медіанні фільтри.

#### APPLICATION OF WEIGHTED FIR HYBRID MEDIAN FILTER WITH LINEAR SUBAPERTURES WITH FINITE IMPULSIVE RESPONSE FOR REMOVAL OF ARTIFACTS IN ENCEPHALOGRAMS

*V.M. Kolodyazhny, N.O. Tulyakova*

A task of movement artifact rejection in EEG is considered. It is proposed to apply a nonlinear algorithm that belongs to a class of weighted FIR-hybrid median filters to reject the considered type of interferences. By numerical simulation, high efficiency indicators of this filter for signals step and ramp edge embedded in additive Gaussian noise with wide range of its variance variation are obtained. The application of the filter to real-life signals has demonstrated its ability to reject movement artifacts without introducing considerable distortions into information signal. The filter possesses simple algorithmic implementation and high computation efficiency allowing rejecting artifacts in EEGs in real time.

**Key words:** movement artifact rejection from biomedical signals, electroencephalogram, weighted FIR-hybrid median filters.

**Колодяжний Владимир Максимович** – д-р физ.-мат. наук, проф. каф. прикладной математики, Харьковский национальный автомобильно-дорожный университет, Харьков, Украина, e-mail: kolodyazhny@univer.kharkov.ua.

**Тулякова Наталия Олеговна** – доцент кафедры экономики и управления, Сумской институт межрегиональной академии управления персоналом, Сумы, Украина, e-mail: natashatu@ukr.net.