



УДК 517.44; 519.711.3

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ОБРАБОТКИ УПРАВЛЯЮЩИХ НИЗКОЧАСТОТНЫХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО ТРЕНАЖЕРА

Ю.Г. Табаков^a

^a ФГБОУ ВПО «Воронежская государственная лесотехническая академия», Воронеж, 394087, Российская Федерация
Адрес для переписки: vurik204@rambler.ru

Информация о статье

Поступила в редакцию 10.11.14, принята к печати 20.04.15

doi:10.17586/2226-1494-2015-15-4-695-700

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Табаков Ю.Г. Разработка метода обработки управляющих низкочастотных сигналов для интеллектуального тренажера // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2015. Т. 15. № 4. С. 695–700.

Аннотация

Рассмотрена задача формирования управляющих сигналов для интеллектуального тренажера по восстановлению опорно-двигательной системы человека. Разработан метод обработки низкочастотного сигнала (до 50 Гц), снятого с поверхности коры головного мозга человека. Эти сигналы связаны с активностью головного мозга человека и непосредственно с α - и β -ритмами, отвечающими за движение конечностей. Предложенный метод основан на применении дифференциальных функций и вейвлетов Добеши и Морле. Для устранения ошибок, возникающих в процессе снятия низкочастотного сигнала с поверхности коры головного мозга, предложена модульная обработка сигнала. Исследование проведено на 10 добровольцах мужского пола, которые в ходе эксперимента выполняли движение руки, находясь в расслабленном бодрствовании. Результаты исследования показали, что предложенный метод позволяет выявить управляющие сигналы амплитудой от 5 до 15 мкВ в диапазоне частот от 10 до 50 Гц. Такой уровень сигналов позволяет адаптировать их для управления интеллектуальным тренажером. Результаты работы могут быть применены в медицинских реабилитационных учреждениях, а также при подготовке спортсменов к соревновательным мероприятиям.

Ключевые слова

низкочастотные сигналы, вейвлет-преобразование, вейвлет Добеши, вейвлет Морле, вейвлет Хаара, интеллектуальный тренажер, электромиостимуляторы.

PROCESSING METHOD DEVELOPMENT OF CONTROL LOW-FREQUENCY SIGNALS FOR THE INTELLECTUAL TRAINER

Yu.G. Tabakov^a

^a Voronezh State Academy of Forestry Engineering, Voronezh, 394087, Russian Federation

Corresponding author: vurik204@rambler.ru

Article info

Received 10.11.14, accepted 20.04.15

doi:10.17586/2226-1494-2015-15-4-695-700

Article in Russian

For citation: Tabakov Yu.G. Processing method development of control low-frequency signals for the intellectual trainer. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2015, vol.15, no. 4, pp. 695–700.

Abstract

The problem of control signals generating for intellectual trainer intended for the human musculoskeletal system recovery is considered. A method for low-frequency signal processing (frequency 50 Hz) readout from the surface of cerebral cortex has been developed. These signals are connected to the activity of the human brain and, directly, with α - and β -rhythms responsible for limb movements. The proposed method is based on the application of differential functions and Daubechies and Morlaix algorithms for wavelet transforms. To avoid errors occurring during low-frequency signal readout from the surface of cerebral cortex, a modular signal processing is suggested. Research was carried out on 10 male volunteers, who performed hand movement in the course of the experiment staying in a relaxed wakefulness. The findings showed that the proposed method gives the possibility for detecting the amplitude of the control signals from 5 to 15 mV in a frequency range from 10 Hz to 50 Hz. This level of signals makes it possible to adapt them for intellectual trainer control. The results are applicable in medical rehabilitation facilities, as well as in the training of athletes for competitive events.

Keywords

low-frequency signals, wavelet transform, Daubechies wavelet, Morlaix wavelet, Haar wavelet, intellectual trainer, electromyostimulators.

Введение

В последнее время все большей популярностью пользуются разнообразные методы управления внешними устройствами, использующими низкочастотные (НЧ) сигналы, снятые с поверхности коры головного мозга человека с помощью электродов, применяемых при электроэнцефалографии (ЭЭГ). Эти методы находят широкое применение при управлении инвалидными колясками, радиоуправляемыми самолетами в видеоиграх и т.п. [1, 2].

В связи с быстрым развитием подобных технологий появилась возможность применения управляющих сигналов в медицине, в частности, при создании интеллектуальных тренажеров. Такие тренажеры позволяют адаптировать индивидуальные особенности НЧ сигналов, снятых с поверхности коры головного мозга человека, для формирования управляющих сигналов [3] и в результате этого интенсифицировать процесс восстановительного лечения опорно-двигательной системы человека. Кроме того, некоторые тренажеры стимулируют мышцы человека путем их сокращений и расслаблений. К таким тренажерам относятся электромиостимуляторы. Они выпускаются как в стационарном, так и в мобильном (к примеру, в виде пояса или шорт) исполнении.

Недостатком существующих электромиостимуляторов является отсутствие возможности корректировки их работы и управления ими в автоматизированном режиме с помощью НЧ сигналов, генерируемых мозгом. Отсутствует возможность корректировки базы данных. Это особенно важно для людей с нарушениями деятельности опорно-двигательной системы. Подобного рода тренировки позволяют больным не только подготавливать мышцы к работе, но и восстанавливать фантомные связи между корой головного мозга и конечностями. Это не только улучшает восстановительное лечение опорно-двигательной системы, но и ускоряет его.

Реализация метода электромиостимуляции в сочетании с применением управляющих сигналов, полученных с поверхности коры головного мозга, сталкивается с проблемой первичной обработки сравнительно слабых НЧ сигналов. Основными методами их обработки на сегодняшний день являются выявление и сопоставление α -, β -, γ - и μ -ритмов с амплитудой менее 5–15 мкВ и частотой 10–50 Гц [4], а также снижение или уменьшение β -ритмов, полученных в области центральных лобных извилин, задних центральных и лобных извилин.

Целью представленного исследования является разработка метода, позволяющего корректно обрабатывать НЧ сигнал, поступающий с электродов, регистрирующих сигналы с коры головного мозга, а также сформировать на его основе управляющий сигнал для тренажера [5]. Показана возможность использования при обработке такого сигнала вейвлет-преобразования.

Способ снятия и обработки низкочастотного сигнала

Для разработки интеллектуального тренажера необходима информационная база принятия решения на совершение определенного вида действия. Например, когда человек выполняет движение конечностями, его мозг начинает выполнять ряд параллельных и последовательных задач: обеспечивается сознательная реакция, загружаются модели движения ног или рук в исполнительные нейроны, изменяется тонус мышц, осуществляется координация работы разных групп мышц и нейронов и т.д.

Так, для первоначальной обработки НЧ сигнала необходимо определить его амплитудно-частотные характеристики и временные показатели [6]:

$$Q = \{t_i, h_i\}, \text{ при } i = 1, 2, \dots, n,$$

где h_i – амплитудно-частотные характеристики НЧ сигнала в момент времени t_i . Простейшая функция для обработки НЧ сигнала имеет вид

$$x(t) = x_0 + \dot{x}_0(t - t_0), \quad (1)$$

где x_0, \dot{x}_0 – неизвестные параметры НЧ сигнала; t – текущее время снятия сигнала; t_0 – начальный момент времени,

$$t_0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n t_i. \quad (2)$$

Значение функции регрессии (1) x на t вычисляется по методу наименьших квадратов. Если t также является случайной величиной, то переменные регрессии (t и x) меняются местами.

Во время снятия НЧ сигнала с электродов могут возникнуть различные ошибки ξ_i , что негативно отражается на результатах его обработки. Исходя из этого, на первоначальном этапе необходимо учитывать каждый временной отрезок сигнала [7]:

$$x_i = x(t_i) + \xi_i, \text{ при } i = 1, 2, \dots, n.$$

По формулам (1) и (2) можно сформировать функцию для определения неизвестных параметров низкочастотного сигнала x_0, \dot{x}_0 :

$$F(x_0, \dot{x}_0) = \sum_{i=1}^n [x_i - x_0 - \dot{x}_0(t_i - t_0)]^2. \quad (3)$$

Функция (3) должна стремиться к минимальному значению: $F(x_0, \dot{x}_0) \rightarrow \min$.

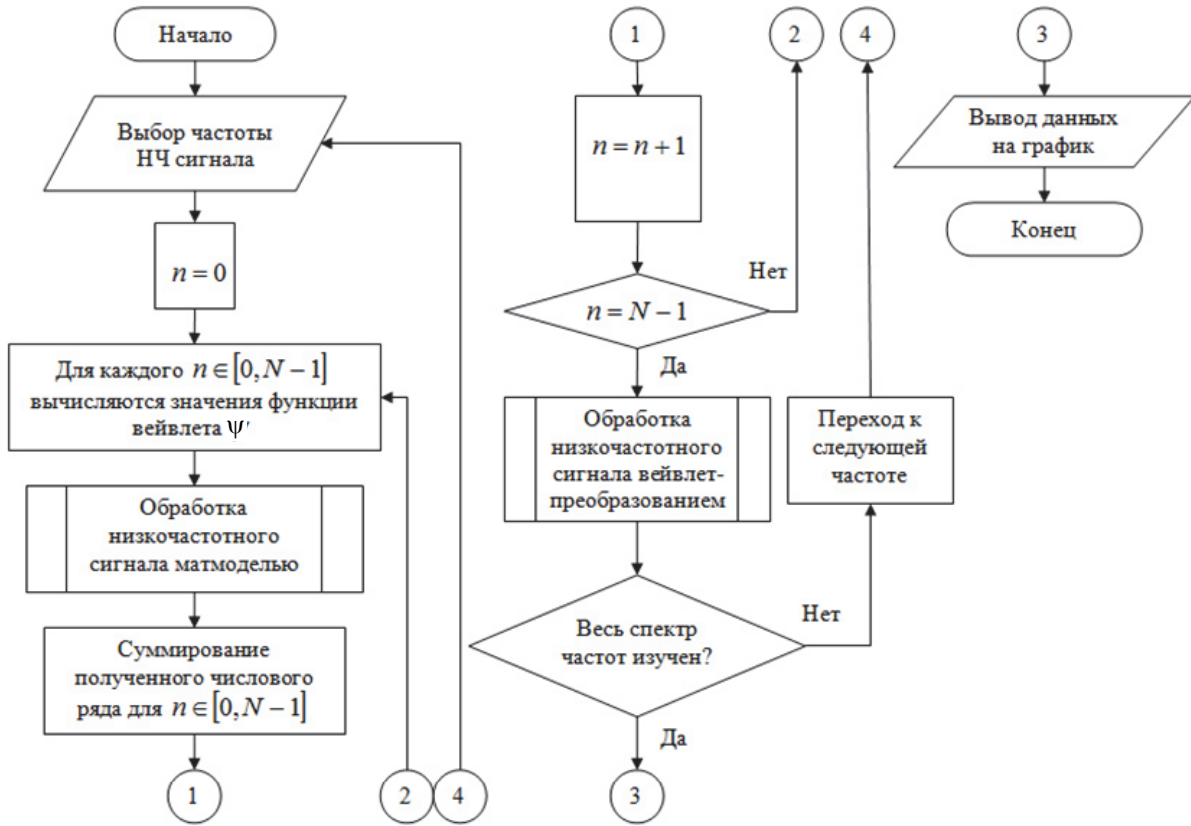


Рис. 1. Блок-схема алгоритма обработки низкочастотного сигнала

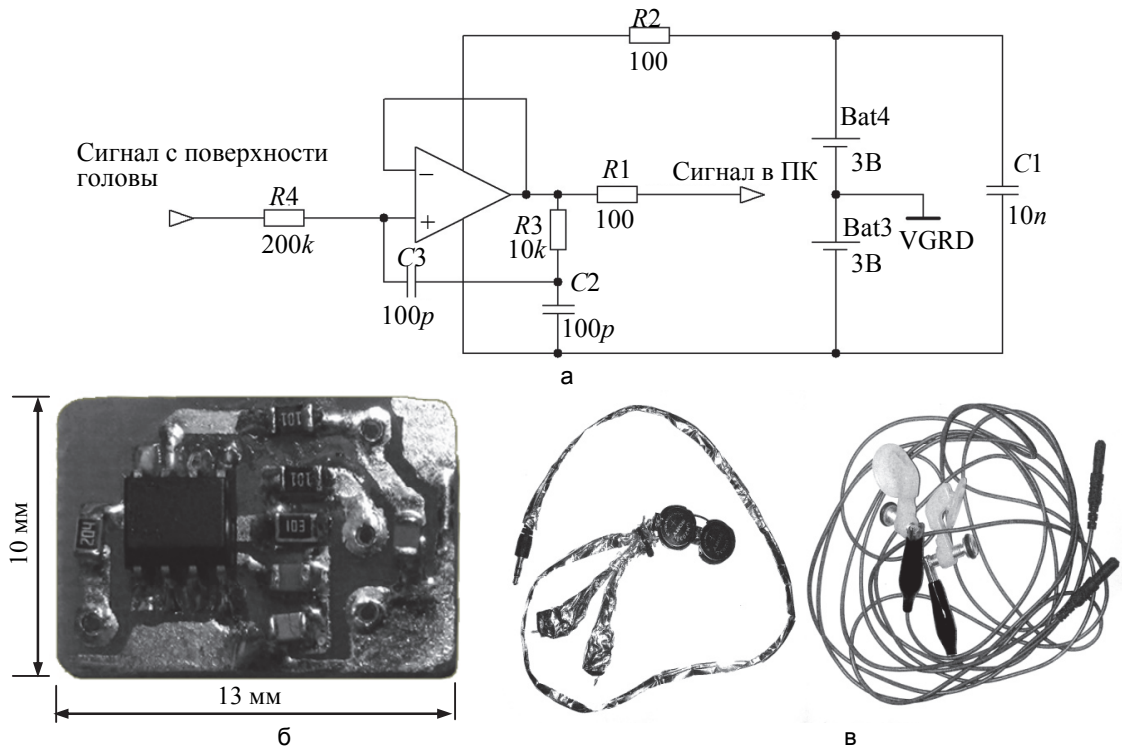


Рис. 2. Принципиальная электрическая схема (а), внешний вид платы (б) и внешний вид устройства с датчиками (в)

Рассмотренные возможные проблемы при обработке НЧ сигнала позволяют сформировать конечные дифференциальные функции, которые имеют следующий вид:

$$\frac{\partial F(x_0, \dot{x}_0)}{\partial x_0} = -2 \sum_{i=1}^n [x_i - x_0 - \dot{x}_0(t_i - t_0)] = 0, \quad (4)$$

$$\frac{\partial F(x_0, \dot{x}_0)}{\partial \dot{x}_0} = -2 \sum_{i=1}^n (t_i - t_0) [x_i - x_0 - \dot{x}_0(t_i - t_0)] = 0. \quad (5)$$

Функции (4) и (5) реализуют многокритериальный метод, который позволяет обрабатывать НЧ сигнал с определенными амплитудно-частотными характеристиками помодульно. Блок-схема алгоритма обработки НЧ сигнала, реализующего изложенный метод, представлена на рис. 1.

Метод реализован в разработанном программном комплексе с гибкой архитектурой, позволяющем легко подключать различные программируемые компоненты и модули обработки информации и быстро переключаться между ними в процессе снятия и обработки НЧ сигналов по заданному алгоритму приоритетов. Работа программного комплекса детально описана в [8].

Для проведения серии исследований было спроектировано устройство для считывания НЧ сигналов (до 100 Гц) (рис. 2, в) с несколькими платами (рис. 2, б), которые питаются от литиевых элементов Bat3 и Bat4 напряжением 3 В. Провода, соединяющие электроды с устройством, экранированы для уменьшения множества внешних помех.

Формирование управляющих сигналов для интеллектуального тренажера

Каждый из 10 добровольцев мужского пола выполнял одинаковые действия руки (поднятие руки до уровня плеч, вращающие движения выпрямленной руки), находясь в расслабленном бодрствовании, и повторял эти действия несколько раз.

На рис. 3 представлены сигналы, зарегистрированные от одного из испытуемых и полученные в результате обработки с помощью вейвлетов Добеши [9–11] и Морле [12, 13].

По полученным данным после обработки с помощью вейвлетов Добеши и Морле проводится спектральный анализ [14]. Вейвлет Хаара позволяет получить итоговые результаты:

- 0, если в информационном сигнале не был обнаружен управляющий сигнал,
- 1, если в информационном сигнале был обнаружен управляющий сигнал.

В первом эксперименте (рис. 3, а) испытуемый находился в спокойном и расслабленном состоянии при полной тишине. Сигнал данного состояния представлен на временном отрезке [0; 550]. По команде испытуемый поднимал левую руку в сторону до уровня плеч на 90° и сразу опускал ее в исходное положение. На рис. 3, в, представлен увеличенный фрагмент графика в момент обнаружения управляющих сигналов. Так, первый сигнал в точке [580] отвечает за поднятие руки, а второй сигнал в точке [600] – за опускание руки в исходное положение. После совершения действия испытуемый возвращался в расслабленное состояние.

Таким образом, разработанный метод позволяет обнаружить в начальный момент отправляемый мозгом сигнал к мышцам руки для выполнения определенного действия. Это дает возможность существенно снизить время передачи управляющих сигналов для интеллектуального тренажера.

Во втором эксперименте (рис. 3, б) испытуемый также находился в спокойном и расслабленном состоянии при полной тишине. Сигнал данного состояния представлен на временном отрезке [0; 400]. По команде испытуемый поднимал левую руку в сторону до уровня плеч на 90° и совершал три круговых вращательных движения вокруг оси вытянутой руки, после чего опускал руку в исходное положение.

На рис. 3, г, сигнал в точке [460] отвечает за поднятие руки, последующие сигналы на отрезке [470; 810] отвечают за вращение руки, а в точке [900] рука была возвращена в исходное положение.

По полученным данным можно предположить, что при более сложных движениях (к примеру, вращение руки) мозг человека отправляет значительное количество сигналов для сокращения мышц, которые приводят конечности в действие.

Программа, реализующая многокритериальный метод, разработана в среде C++ Builder и обладает следующими возможностями:

- выявление НЧ сигналов коры головного мозга на программном уровне;
- формирование управляющих сигналов для интеллектуального тренажера;
- взаимодействие программных модулей и простота их подключения;

Программа проста в использовании и имеет возможность модификации. Метод обладает достаточной надежностью для выявления НЧ сигналов коры головного мозга.

Рекомендуемые системные требования: операционная система Windows XP sp3 / Vista / Windows 7/8; тактовая частота процессора 1 ГГц; оперативная память 256 МБ; видеокарта 128 МБ; разрешение экрана выше 1024×768; HDD 300 МБ.

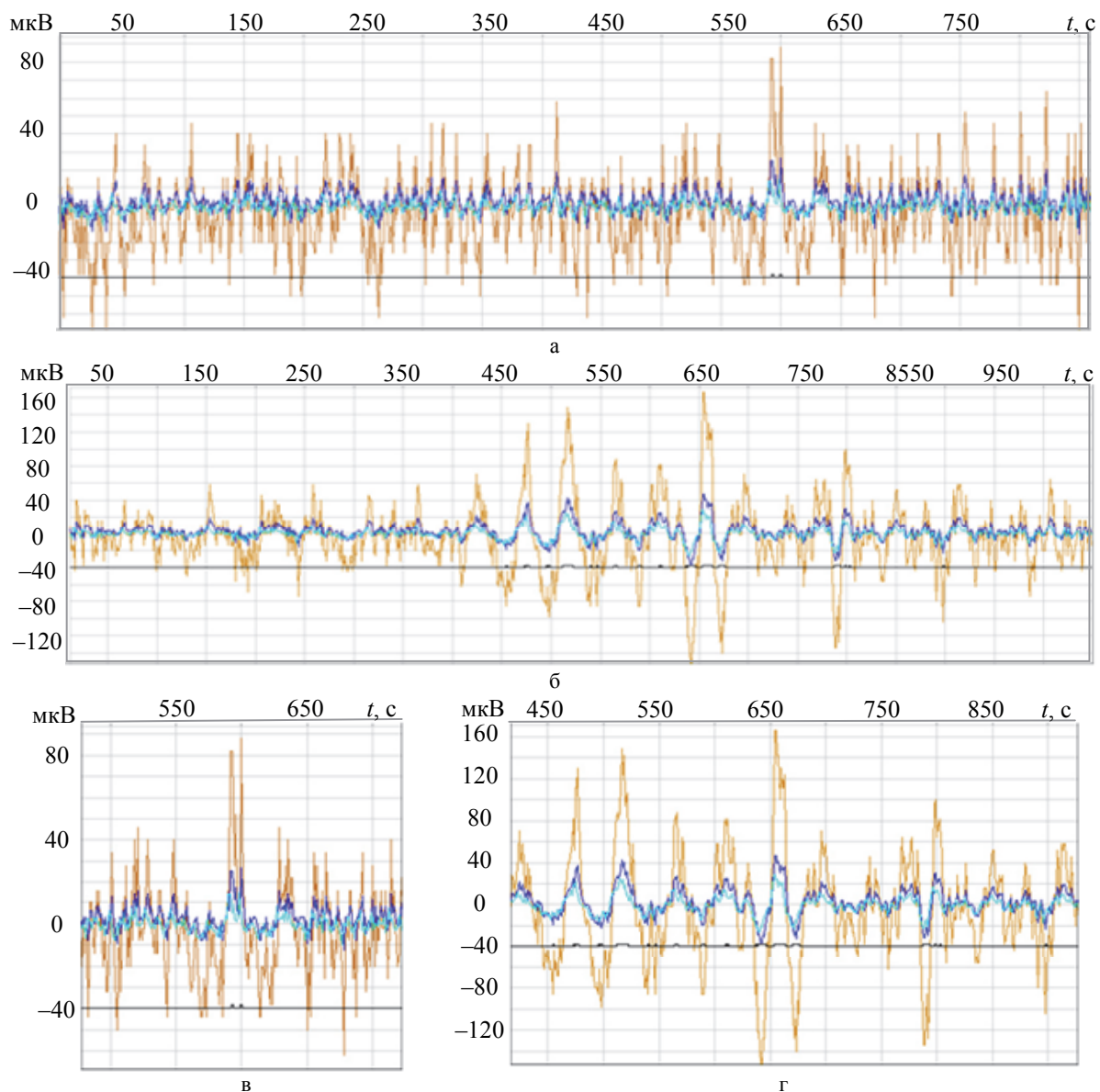


Рис. 3. Диаграммы сигналов до и после обработки при поднятии руки (а) и при вращении руки (б); фрагменты графиков с зафиксированными управляющими сигналами (в) и (г): исходный низкочастотный сигнал (голубая линия); сигнал, обработанный алгоритмом Добеши (синяя линия); сигнал, обработанный алгоритмом Морле (коричневая линия); управляющий сигнал, полученный с применением вейвлета Хаара (черная линия)

Заключение

Результаты проведенных вычислительных экспериментов с использованием разработанного многокритериального метода на основе вейвлетов Добеши и Морле позволили выявить управляющие сигналы для интеллектуального тренажера по восстановлению опорно-двигательной системы человека. Выбранные вейвлет-преобразования позволяют не только значительно снизить различные шумы/помехи в сигнале, но и дают возможность выявить незначительные всплески в низкочастотном сигнале (управляющие сигналы).

Преимущества предложенного метода по сравнению с известными методами состоят в возможности индивидуальной адаптации низкочастотного сигнала и формирования на его основе управляющих сигналов для интеллектуального тренажера.

Полученные результаты могут быть использованы в медицинских реабилитационных учреждениях, предназначенных для полного или частичного восстановления опорно-двигательной системы человека, а также в спортивной сфере для подготовки спортсменов к соревновательным мероприятиям.

References

1. Gol'denberg L.M., Matyushkin B.D., Polyak M.N. *Tsifrovaya Obrabotka Signalov* [Digital Signal Processing]. Moscow, Radio i Svyaz' Publ., 1985, 312 p.
2. Varakin L.E. *Teoriya Slozhnykh Signalov* [Theory of Complex Signals]. Moscow, Sovetskoe Radio Publ., 1970, 376 p.
3. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 2002, vol. 113, no. 6, pp. 767–791.
4. Gnezditskii V.V. *Obratnaya Zadacha EEG i Klinicheskaya Elektroentsefalografiya* [The Inverse Problem of EEG and Clinical Electroencephalography]. Moscow, Medpress-Inform Publ., 2004, 624 p.
5. Lavlinsky V.V., Bibikov D.V., Burov R.B., Tabakov Y.G. Intellektual'nyi trenazher [Intellectual simulator]. *Aktual'nye Napravleniya Nauchnykh Issledovaniy XXI Veka: Teoriya i Praktika*, 2014, vol. 2, no. 4–3 (9–3), pp. 360–367.
6. Vorob'ev V.I., Gribunin V.G. *Teoriya i Praktika Veivlet-Preobrazovaniya* [Theory and Practice of Wavelet Transform]. St. Petersburg, VUS Publ., 1999, 204 p.
7. Nikiforov I.V. *Posledovatel'noe Obnaruzhenie Izmeneniya Svoistv Vremennykh Ryadov* [Sequential Change Detection of Time Series Properties]. Moscow, Nauka Publ., 1983, 199 p.
8. Tabakov Y.G. Razrabotka programmnoy kompleksa dlya obrabotki NCh signalov [Development of software for LF signals processing]. *Molodoi Uchenyi*, 2014, no. 20, pp. 228–231.
9. Daubechies I. *Ten Lectures on Wavelets*. Philadelphia, Society for Industrial and Applied Mathematics, 1992, 378 p.
10. Dyakonov V.P. *Veivlety. Ot Teorii k Praktike* [Wavelets. From Theory to Practice]. 2nd ed. Moscow, SOLON-Press, 2004, 400 p.
11. Mallat S. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press, 1999.
12. Yakovlev A.N. *Vvedenie v Veivlet Preobrazovaniya* [Introduction to Wavelet Transform]. Novosibirsk, NGTU Publ., 2003, 104 p.
13. Petukhov A.P. *Vvedenie v Teoriyu Bазисov Vsplёskov* [Introduction to the Theory of Wavelet Bases]. St. Petersburg, SPbGTU Publ., 1999, 132 p.
14. Marple S.L. Jr. *Digital Spectral Analysis with Applications*. Prentice-Hall, 1987.

Табакoв Юрий Геннадьевич

– аспирант, ФГБОУ ВПО «Воронежская государственная лесотехническая академия», Воронеж, 394087, Российская Федерация, vurik204@rambler.ru

Yuri G. Tabakov

– postgraduate, Voronezh State Academy of Forestry Engineering, Voronezh, 394087, Russian Federation, vurik204@rambler.ru