

УДК 621.391.26: 621.372.54.037.372

Адаптивная цифровая фильтрация сигналов в системах анализа электроэнцефалограмм*

Б.В. ПОЛЛЕР, Ю.И. ЩЕТИНИН, И.С. ОРЛОВ

Рассмотрена задача подавления шумов от сетевых помех, электрической активности сердца и движения глаз в сигналах ЭЭГ с помощью цифрового адаптивного фильтра. С использованием пакета программ Adaptive Filter Toolkit LabVIEW 2010 проведено моделирование работы фильтра для определения его порядка и параметра скорости сходимости. Результаты моделирования использованы для тестирования фильтра с сигналом ЭЭГ из базы данных MIT-BIH Polysomnographic Database, которое подтвердило эффективность использования адаптивной цифровой фильтрации для рассматриваемых целей.

Ключевые слова: адаптивная фильтрация, адаптивное подавление шумов, ЭЭГ, LabVIEW.

ВВЕДЕНИЕ

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) – это получаемый в процедуре электроэнцефалографии многоканальный сигнал электрической активности мозга, регистрируемый с помощью массива электродов, располагаемых на поверхности головы (скальпе) по определенной стандартизованной системе пространственного распределения [1]. Напряжения с уровнем единиц – десятков микровольт между парами таких электродов из специальных проводящих материалов усиливаются, фильтруются и затем регистрируются. Для регистрации сигналов ЭЭГ применяется бумажная лента или компьютерный файл, в который записываются данные после оцифровки напряжений с помощью АЦП. Запись и анализ ЭЭГ широко используются при изучении деятельности и функций мозга, наблюдении стадий сна, а также в диагностике и лечении ряда заболеваний, в частности, связанных с эпилепсией. Анализ ЭЭГ заключается в интерпретации и достаточно сложной классификации сигналов в зависимости от частоты, уровня и формы зарегистрированных колебаний.

Измерение (регистрация) сигналов ЭЭГ сопровождается влиянием различных высокоуровневых источников шумов (артефактов, помех). Главными их источниками являются наводки от цепей питания (сетевая помеха, 50 Гц), от сигналов электрической активности сердца (электрокардиограмма – ЭКГ) и от сигналов, возникающих при моргании и движении глаз (электроокулограмма – ЭОГ) [1, 2]. Все эти источники аддитивных шумов (помех) по частотному спектру пересекаются с полезным сигналом ЭЭГ. Спектральное перекрытие является препятствием для компенсации артефактов с помощью обычной частотной фильтрации, поскольку в результате существенно искажается сам сигнал ЭЭГ.

Общий вид сигналов ЭЭГ, ЭКГ и ЭОГ, иллюстрирующий влияние вышеназванных артефактов, показан на рис. 1. Эти сигналы взяты из базы данных MIT-BIH Polysomnographic Database [3] и визуализированы с помощью широко используемой в приборостроении системы графического программирования LabVIEW 2010 корпорации National Instruments [4]. В базе данных [6] хранятся зарегистрированные для нескольких пациентов синхронизированные сигналы ЭЭГ, ЭКГ, давления крови, а также ЭОГ.

* Статья получена 04 сентября 2012 г.

Для устранения шумов (артефактов) в сигналах ЭЭГ используется ряд методик обработки сигналов во временной и частотной областях, из которых отметим метод частотной фильтрации, различные методы сглаживания во временной области, дифференциальный метод компенсации, авторегрессионный метод скользящего среднего, метод вейвлет-преобразования и др. [1]. Метод вейвлет-преобразования использует свертку специальных вейвлет-функций с сигналом ЭЭГ [5]. Он успешно используется для обработки ЭЭГ и других биомедицинских сигналов, но требует, чтобы частотный диапазон источника шума не перекрывался с частотами полезного сигнала ЭЭГ. Иначе в большей или меньшей степени возникают искажения самого сигнала.

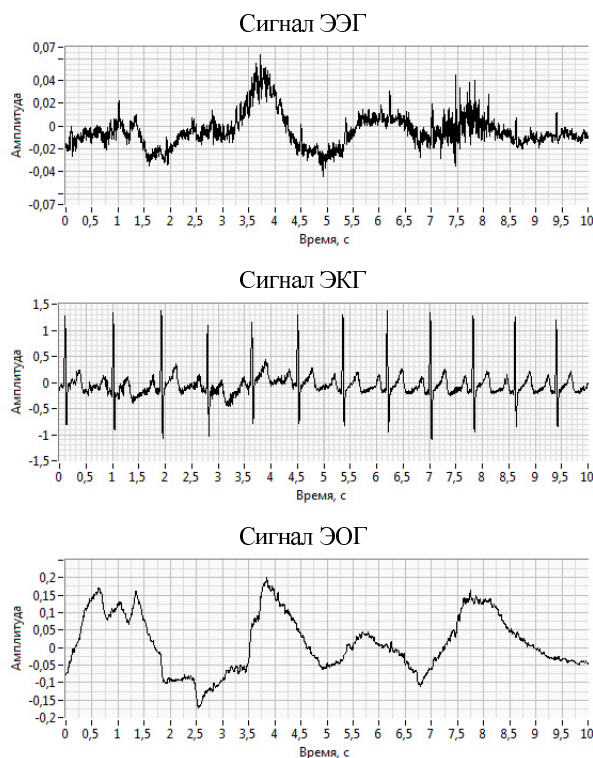


Рис. 1. Исходные сигналы ЭЭГ, ЭКГ и ЭОГ

В данной работе для компенсации влияния рассматриваемых основных источников шумов (артефактов) на сигнал ЭЭГ используется метод адаптивной фильтрации. Адаптивные фильтры (АФ) в отличие от обычных фильтров с постоянными коэффициентами способны адаптироваться к характеристикам помех и уменьшать их влияние на полезный сигнал даже при нестационарности шумов или перекрытии спектров. Они широко используются в различных информационных, биотехнических и телекоммуникационных системах для подавления шумов и помех, идентификации и моделирования систем, подавления искажений и эхо-сигналов в сетях и в других приложениях [7].

1. ВЫБОР СТРУКТУРЫ И ПАРАМЕТРОВ АДАПТИВНОГО ФИЛЬТРА

Общая структура адаптивного фильтра для подавления шума (адаптивного шумоподавителя) показана на рис. 2.

На основной вход фильтра поступает сумма полезного сигнала $s(k)$ и шума $n(k)$. На второй вход (опорный) подается шум $x(k)$, коррелированный с $n(k)$. Полезный сигнал $s(k)$ не коррелирован с шумами $n(k)$ и $x(k)$. В адаптивном фильтре с перестраиваемой частотной характе-

ристикой (коэффициентами) вход $x(k)$ преобразуется в выход для получения оценки $z(k)$, близкой к $n(k)$. Значение сигнала на выходе фильтра

$$e(k) = y(k) - z(k) = s(k) + n(k) - z(k). \quad (1)$$

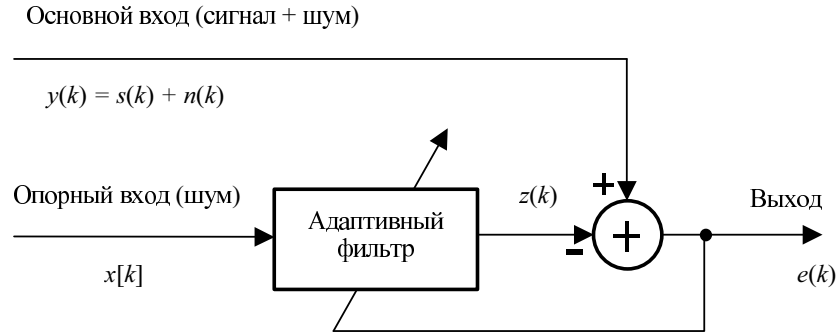


Рис. 2. Структура адаптивного фильтра подавления помех

Выходной сигнал $e(k)$ используется как сигнал обратной связи для настройки коэффициентов адаптивного фильтра. Так как полезный сигнал не коррелирован с шумами $n(k)$ и $x(k)$, то математическое ожидание квадрата выходного сигнала (выходная мощность)

$$M\{e^2(k)\} = M\{s^2(k)\} + M\{[n(k) - z(k)]^2\}. \quad (2)$$

Из данного выражения следует, что если $z(k) = n(k)$, то выходная мощность фильтра совпадает с мощностью полезного сигнала. Коэффициенты (частотная характеристика) фильтра обновляются в каждый момент (отсчет) времени k для получения выходного сигнала, который должен приближаться к полезному сигналу по минимуму мощности (среднеквадратичной ошибки)

$$\min M\{e^2(k)\} = M\{s^2(k)\} + \min M\{[n(k) - z(k)]^2\}. \quad (3)$$

Адаптивные фильтры могут быть линейными и нелинейными, причем последние применяются значительно реже. В классе линейных фильтров используются фильтры с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтры или нерекурсивные), фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ-фильтры или рекурсивные) и решетчатые фильтры (РФ). В практических приложениях наиболее распространенным классом ввиду его простоты являются КИХ-фильтры, у которых выход и вход связаны уравнением дискретной свертки

$$z(k) = \sum_{i=0}^N w_k(i)x(k-i), \quad (4)$$

где $w_k(i)$ – весовые коэффициенты адаптивного фильтра, $x(k)$ – входной сигнал, $z(k)$ – выходной сигнал фильтра, N – число коэффициентов (порядок) фильтра.

В данной работе для фильтрации сигналов ЭЭГ используется класс КИХ-фильтров, при этом для настройки коэффициентов адаптивного фильтра применяется метод наименьших квадратов (МНК), как более эффективный среди других алгоритмов адаптации по критериям вычислительной сложности, требований к памяти и численной устойчивости [7]. В этом методе (МНК) последовательное обновление вектора весовых коэффициентов фильтра W_k производится рекурсивно по выражению [6]:

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu e(k)X_k, \quad (5)$$

где $e(k) = y(k) - W_k^T X_k$, X_k – вектор входного сигнала, W^T – транспонированный вектор коэффициентов фильтра, μ – коэффициент сходимости, определяющий устойчивость и

скорость сходимости весовых коэффициентов фильтра к оптимальным значениям. Задача адаптивного алгоритма фильтра заключается в формировании весовых коэффициентов фильтра $w(0)$, $w(1)$, $w(2)$, ..., обеспечивающих минимум среднеквадратической ошибки (мощности).

Особенностью адаптивной фильтрации сигналов ЭЭГ является то характерное обстоятельство, что артефакты (технические и физиологические источники шумов) имеют совершенно независимые источники их формирования и для устранения каждого из них естественно использовать соответствующий отдельный шумовой (опорный) вход. Поэтому в рассматриваемой задаче целесообразно применение трехкаскадной реализации адаптивного фильтра (АФ) для поэтапной компенсации каждого из артефактов. Общий вид структуры адаптивного фильтра для рассматриваемого приложения представлен на рис. 3. Данная структура для обработки сигналов ЭЭГ предложена в работах [2, 8].

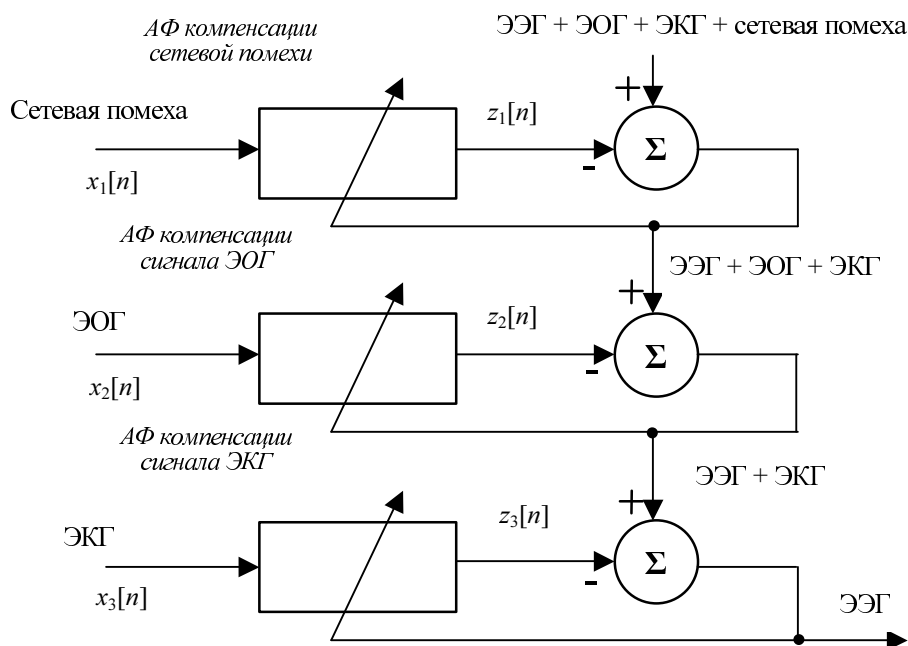


Рис. 3. Структура адаптивного фильтра для компенсации артефактов сигнала ЭЭГ

Каскад адаптивного фильтра, реализующий заложенный в него адаптивный алгоритм фильтрации, настраивает свои коэффициенты для подавления вклада соответствующего артефакта. Для этого на опорный вход фильтра (слева) подается сигнал $x_i(n)$, коррелированный с соответствующим артефактом (шумом). На выходе каждого каскада фильтра вырабатывается сигнал $z_i(n)$, близкий к соответствующему артефакту, и он вычитается из сигнала на другом входе. В результате достигается определенная компенсация артефакта в сигнале ЭЭГ.

Альтернативой может быть однокаскадный фильтр, на опорный вход которого поступает суммарный шумовой сигнал от рассматриваемых артефактов, но реализация такого варианта является более сложной. Кроме того, у такого фильтра будет гораздо более низкая скорость адаптации и степень фильтрации шумов.

Уровень подавления каждого из артефактов зависит также от алгоритма адаптации и от параметров соответствующего каскада фильтра, в первую очередь – от значений порядка фильтра и коэффициента сходимости.

Для выбора порядка каждого каскада было проведено моделирование трехкаскадного адаптивного фильтра в среде пакета Adaptive Filter Toolkit LabVIEW 2010 с различными значениями порядка каждого каскада. Для каждого каскада адаптивного фильтра определялась спектральная плотность мощности (СПМ) исходного сигнала ЭЭГ, зашумленного сигнала

ЭЭГ и СПМ сигнала после фильтрации при различных значениях порядка фильтра. Кроме того, оценивалась функция когерентности и нормированная взаимная корреляционная функция между отфильтрованной ЭЭГ и исходной зашумленной ЭЭГ как количественные характеристики степени фильтрации адаптивным фильтром каждого из артефактов.

В результате проведенного моделирования с анализом степени фильтрации каждого из артефактов было установлено, что для первого каскада фильтра наилучшие результаты фильтрации получаются при значении порядка фильтра, равном 16, для второго – при порядке 8 и для третьего каскада – при порядке 32. После определения значений порядка каждого каскада путем соответствующего моделирования выбиралось значение коэффициента сходимости для достижения лучшей скорости сходимости фильтра. Если коэффициент сходимости слишком большой, то это может привести к неустойчивости фильтра, при малых значениях μ процесс адаптации фильтра может происходить слишком долго.

2. ТЕСТИРОВАНИЕ ФИЛЬТРА

После определения значений порядков каскадов адаптивного фильтра и значений параметра сходимости μ каждого каскада было проведено тестирование работы всего фильтра с сигналом ЭЭГ одного из пациентов из базы данных [3].

Рис. 4 показывает десятисекундный интервал оригинальной ЭЭГ (соответствует одному из пациентов из базы данных [3]) до и после первого каскада адаптивного фильтра. На визуальном уровне заметно подавление сетевой помехи на выходе первого (сетевого) каскада АФ.

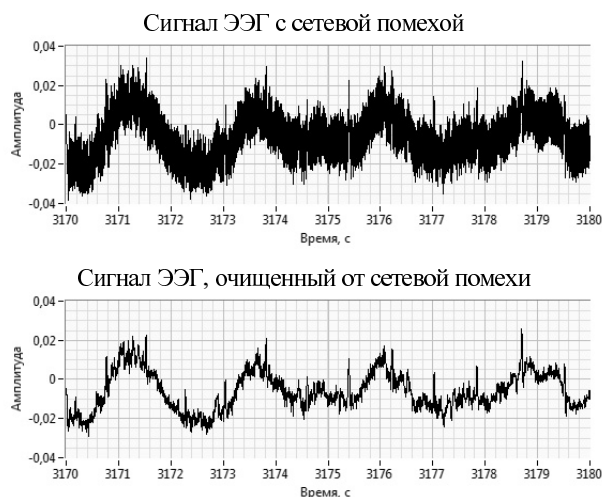


Рис. 4. Пример ЭЭГ после первого каскада фильтрации

Более точно можно проследить компенсацию помехи от сети по спектрам мощности сигнала до и после фильтрации (рис. 5). Можно видеть, что частотная составляющая спектра (сетевая помеха) на частоте 50 Гц отфильтрована с высокой степенью подавления. При этом соседние составляющие спектра сигнала практически не изменились. Отметим, что компенсация сетевой помехи узкополосным режекторным фильтром искажает сам сигнал ЭЭГ.

После устранения сетевых помех сигнал поступает на второй каскад фильтра, для удаления окулярного артефакта (вклада сигнала ЭОГ). Окулярные артефакты (ОА) имеют характер, подобный низкочастотным ритмам ЭЭГ и значительно усложняют её анализ в ряде заболеваний. Поэтому требуется их удаление при сохранении самого сигнала ЭЭГ.

На рис. 6 демонстрируются результаты очистки ЭЭГ для того же пациента от артефакта ЭОГ. Результаты показывают, что фильтр корректно удаляет составляющие вклада ОА в сигнал ЭЭГ.

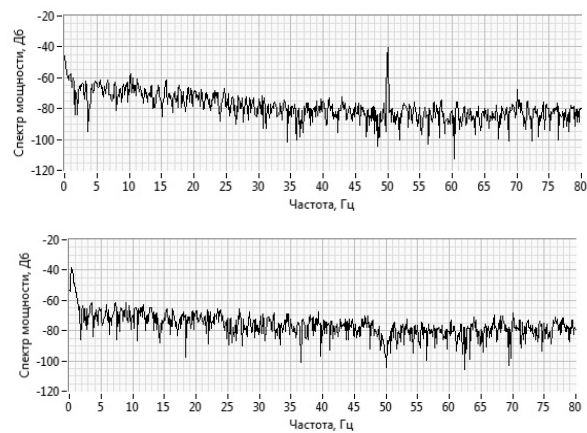


Рис. 5. Спектры мощности сигнала ЭЭГ с сетевой помехой и после её удаления

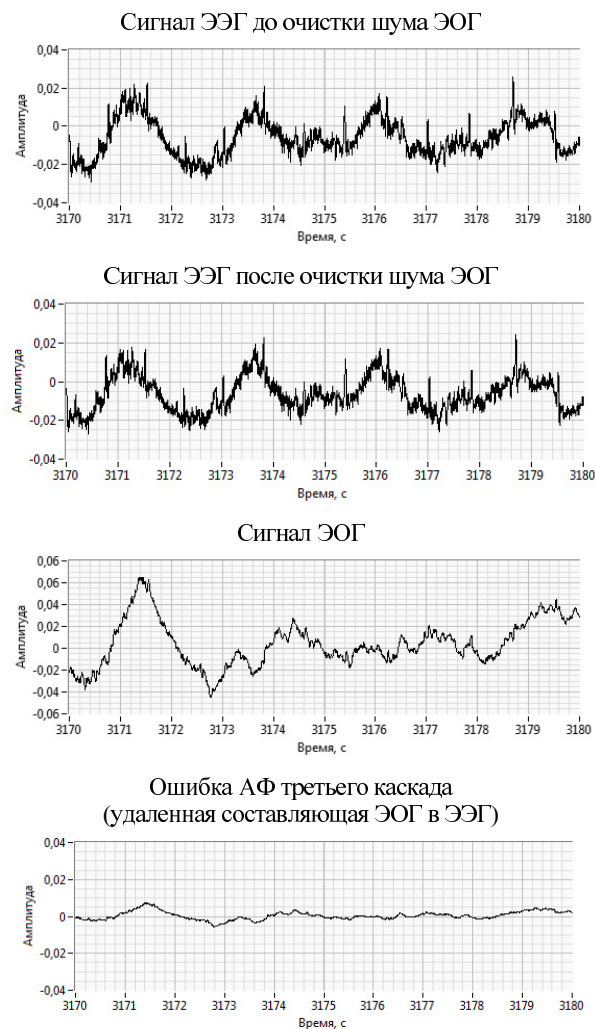


Рис. 6. Пример ЭЭГ после второго каскада фильтрации

После подавления вкладов сетевой помехи и окулярных артефактов третьим каскадом фильтра производится удаление шумов в ЭЭГ, вызванных электрической активностью сердца (сигнал ЭКГ). Основной вклад здесь вносит QRS-комплекс, который виден на сигналах рис. 6 (первый и второй сигналы) и на рис. 7 (сигнал в в верхней части) в виде коротких всплесков.

Из рис. 7 на визуальном уровне заметно, что третий каскад фильтра с высокой степенью устранил QRS-комплексы вклада ЭКГ сигнала в сигнал ЭЭГ.

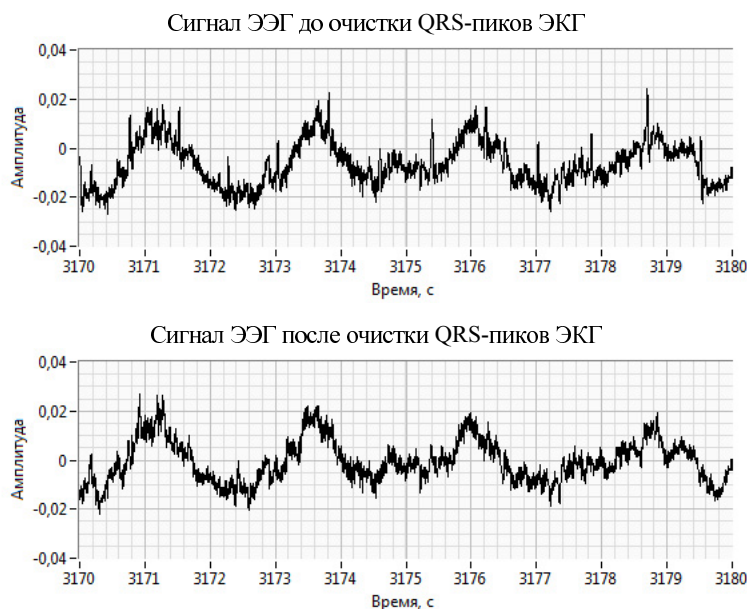


Рис. 7. Пример ЭЭГ после третьего каскада фильтрации

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Результаты анализа и моделирования показывают, что адаптивная фильтрация является эффективным методом обработки для подавления влияния основных артефактов (сетевой помехи и физиологических источников) на полезный сигнал ЭЭГ. При этом составляющие полезного сигнала сохраняются в большей степени и более корректно, чем в обычной частотной фильтрации. Такие фильтры могут использоваться в режиме реального времени при регистрации ЭЭГ.

2. Наиболее простой и эффективной по степени подавления шумов структурой такого адаптивного фильтра является последовательная структура, в которой для компенсации артефакта на соответствующий опорный вход каскада подается либо сигнал ЭКГ, либо сигнал ЭОГ, либо сигнал сетевой помехи.

3. Для обеспечения более высокой производительности и скорости сходимости фильтра следует использовать известные в адаптивной фильтрации быстрые (блочные) алгоритмы наименьших квадратов или рекурсивный алгоритм наименьших квадратов [7]. Эти алгоритмы требуют значительно более высокой вычислительной мощности процессора обработки, чем метод наименьших квадратов.

4. Основным ограничением использования адаптивных фильтров для обработки биомедицинских сигналов является доступность источника опорного сигнала, который достаточно коррелирован с шумами на основном входе и не коррелирован или почти не коррелирован с полезным сигналом. Наличие или специальное введение подобного источника – ключевой момент возможности и эффективности конкретного применения адаптивной фильтрации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р.М. Рангайян; под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007 – 440 с.
- [2] Mejia-Garcia J.H. Adaptive cancellation of the ECG interference in external electroenterogram / J.H. Mejia-Garcia, J.L. Martinez-De Juan, J. Garcia-Casado, J.L. Ponce // Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2003. – Vol. 3. – P. 2639–2642.
- [3] MIT-BIH Polysomnographic Database. – Режим доступа: <http://www.physionet.org/physiobank/database/slpdb/>
- [4] Тревис Дж. LabVIEW для всех / Дж. Тревис; пер. с англ. Н.А. Клушина, под ред. В.В. Шаркова, В.А. Гурьева. – М.: ДМК Пресс; ПриборКомлект, 2005. – 544 с.
- [5] Габова А.В. Использование вейвлет-преобразований для анализа электрической активности мозга при болезни Паркинсона / А.В. Габова и др. // Нервные болезни. – 2012. – № 3. – С. 2–7.
- [6] Айфичер Э.С. Цифровая обработка сигналов: практический подход / Э.С. Айфичер, Б.У. Джервис. – 2-е изд. – М.: Вильямс, 2004. – 992 с.
- [7] Адаптивные фильтры / под ред. К.Ф.Н. Коуэна и П.М. Гранта. – М.: Мир, 1988. – 392 с.
- [8] Noise Removal from EEG Signals in Polysomnographic Records Applying Adaptive Filters in Cascade. – Режим доступа: http://cdn.intechopen.com/pdfs/16119/InTechNoise_removal_from_eeg_signals_in_polysomnographic_records_applying_adaptive_filters_in_cascade.pdf

Поллер Борис Викторович, доктор технических наук, заведующий лабораторией лазерных информационных систем Института лазерной физики СО РАН, профессор кафедры лазерных систем НГТУ. Основное направление научных исследований – сенсорные системы, автоматизация производственных процессов, оптическая связь, нанотехнологии. Имеет более 140 публикаций, в том числе 1 монографию.

Щетинин Юрий Иванович, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры систем сбора и обработки данных НГТУ. Основное направление научных исследований – обработка сигналов, системы сбора и обработки данных, сенсоры и сенсорные сети. Имеет более 50 публикаций.

Орлов Иван Сергеевич, магистрант кафедры систем сбора и обработки данных НГТУ, 1 публикация. Направление научных исследований – обработка сигналов.

B.V. Poller, Y.I. Shchetinin, I.S. Orlov

Adaptive digital filtering of signals in the systems of analysis of the electroencephalogram

It is considered the problem of noise suppression of the interference, electrical activity of the heart and eye movements in EEG signals using a digital adaptive filter. The simulation of the filter performance in order to determine its order and the rate of convergence was conducted using Adaptive Filter Toolkit LabVIEW 2010 software package. The simulation results have been used for testing the filter with the EEG signal from MIT database - BIH Polysomnographic Database. This testing has confirmed the efficiency of the use of adaptive digital filtering for the considered objectives.

Key words: adaptive filtering, adaptive noise suppression, EEG, LabVIEW.