

# ВЫБОР АНАЛИЗИРУЮЩИХ ВЕЙВЛЕТОВ ДЛЯ СИСТЕМЫ С ПАРАЛЛЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКОЙ БИМЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ

Я. А. Туровский, С. Д. Кургалин, А. В. Максимов

*Воронежский государственный университет*

Поступила в редакцию 08.11.2011 г.

**Аннотация.** Рассмотрен способ анализа электроэнцефалограмм с использованием вейвлет-анализа. Предложен метод вычисления матрицы вейвлет-коэффициентов в реальном масштабе времени с учетом краевых эффектов для разных типов вейвлетов. Продемонстрированы пути устранения возникающих при этом проблем, формирующих значительные временные задержки при обработке сигналов.

**Ключевые слова:** вейвлет-анализ, биомедицинская информация, электроэнцефалограмма, алгоритм, программа.

**Annotation.** We consider the method of electroencephalography data processing and suggest a technique for computing the matrix of wavelet coefficients, with the proper accounting for the boundary conditions of each type of wavelet. Optimization methods aimed to eliminate the resulting time lags are shown and demonstrated.

**Keywords:** wavelet-analysis, biomedical information, electroencephalogram, algorithm, program.

## ВВЕДЕНИЕ

Необходимость обработки биомедицинских сигналов в реальном масштабе времени является одним из важнейших требований при создании систем биологической обратной связи [1] или при разработке технологий нейрокомпьютерного интерфейса [2]. Несмотря на появление суперкомпьютерных систем, позволяющих решать подобные задачи, достижение высокой скорости анализа биомедицинской информации по-прежнему является весьма серьезной проблемой, так как отсутствуют адаптированные для медицины технологии высокоскоростной обработки больших массивов данных [3]. Большую роль в обработке биомедицинских сигналов традиционно играют спектральные методы анализа [3–4]. Значительное внимание в последнее время привлекают методы, основанные на вейвлет-преобразованиях [3, 5–13]. Однако исследования по применению непрерывного вейвлет-анализа при обработке биомедицинских сигналов в реальном масштабе времени, практически, не проводятся [3]. Применение столь мощного математического аппарата, каким является вейвлет-анализ, безусловно, обеспечит значительный прогресс в высокоскоростной обработке больших потоков

биомедицинских данных, когда параметр времени является критичным, например, в системах биологической обратной связи или в нейрокомпьютерных интерфейсах.

Целью настоящей работы является оценка возможности применения различных видов вейвлетов для анализа сигналов электроэнцефалограмм (ЭЭГ) при создании систем параллельной обработки данных в реальном масштабе времени.

## 1. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ В ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ СИСТЕМАХ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

Для создания компьютерной системы параллельных вычислений с целью проведения анализа биомедицинских сигналов в реальном масштабе времени была поставлена задача – оценить эффективность применения различных видов вейвлетов для расчета матрицы вейвлет-коэффициентов с помощью непрерывного вейвлет-преобразования сигнала ЭЭГ. Сигналы этого типа требуют наиболее высокоскоростной обработки и, в тоже время, имеют одну из самых высоких частот дискретизации [3, 9, 12–17].

Для каждого канала данных ЭЭГ строилась матрица непрерывного вейвлет-преобразования [9]:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt, \quad (1)$$

где  $W(a, b)$  – коэффициенты вейвлет-преобразования;  $f(t)$  – анализируемые данные ЭЭГ, зависящие от времени  $t$ ;  $\Psi$  – вейвлет;  $a$  и  $b$  – параметры масштаба и времени для вейвлет-преобразования ( $a, b \in \mathbb{R}; a > 0$ ).

Для обработки данных ЭЭГ в реальном масштабе времени применялся оптимизированный вариант непрерывного вейвлет-преобразования [9], который выражается через Фурье-образы сигнала и вейвлета:

$$W(a, b) = \sum_{k=0}^{N-1} \hat{x}_k \hat{\psi}^*(a\omega_k) e^{i\omega_k b \Delta t}, \quad (2)$$

где  $N$  – число отсчетов;  $\hat{x}_k$  – Фурье-образ сигнала;  $\hat{\psi}$  – Фурье-образ вейвлета;  $*$  – знак комплексного сопряжения;  $\omega_k$  – частота;  $\Delta t$  – временной интервал.

Использование (2) позволяет существенно ускорить обработку сигналов [9] по сравнению с традиционным способом (1).

При анализе данных используется величина вейвлетной плотности мощности, она определяется как  $|W(a, b)|^2$ .

Сигналы для обработки поступали в режиме реального времени по 21 каналу от электроэнцефалографа «Нейрон-Спектр 4-ВП» (производитель – ООО «Нейрософт»). Частота дискретизации каждого канала – 5 кГц, разрядность АЦП – 16 бит. Использование API-библиотек производителя дает возможность на основе низкоуровневого программирования создавать собственное программное обеспечение.

Для обработки данных применялась технология CUDA [18], обеспечивающая высокопроизводительные параллельные вычисления на видеокартах NVIDIA. Нами использовалась видеокарта GeForce GTX 465 (производитель – Palit Microsystems, чипсет NVIDIA). Полученные в ходе исследования производительности видеокарт результаты позволили существенно ускорить обработку сигналов, используя одновременно 352 потока для обработки данных.

Однако, очевидно, что не любые вейвлеты и не все масштабы вейвлет-преобразования могут быть использованы для эффективного анализа информации в реальном масштабе времени. Ниже рассмотрим подробнее данную проблему.

## 2. ПРОБЛЕМА ВЫБОРА ОПТИМАЛЬНОГО ДИАПАЗОНА ЧАСТОТ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Как известно [9], вейвлет-функция зависит от параметра  $a$ , являющегося масштабом вейвлет-преобразования, с размерностью, обратной частоте, и связанного с ней зависимостью, уникальной для каждого вида вейвлета.

Применительно к ЭЭГ традиционно используются следующие типовые диапазоны частот [19]:  $\delta$ -ритм: 0.5–3 Гц;  $\theta$ -ритм: 4–7 Гц;  $\alpha$ -ритм: 8–13 Гц;  $\beta$ -ритм: 15–40 Гц;  $\gamma$ -колебания: > 40 Гц.

Не останавливаясь на генезе мозговых волн, который до конца ещё не исследован, важно отметить, что самый большой интерес с точки зрения изучения нестационарных процессов (в которых сигнал изменяет свои свойства) представляют  $\theta$ -,  $\alpha$ -,  $\beta$ - и  $\gamma$ -ритмы.

Хотя ряд авторов (см., например, [20]) указывает, что диапазон  $\theta$ -ритма достаточно медленно меняется (стационарен), чтобы проводить его исследование на основе оконного преобразования Фурье на временных отрезках, меньших одной секунды, однако выявленная динамика  $\theta$ -ритма не позволяет говорить о его постоянстве на отрезках от 0.5 до 1 с (см. рис.1). Из рис.1 видно, что значения вейвлет-коэффициентов, а, следовательно, и амплитуда колебаний соответствующей частоты  $\theta$ -ритма изменяются даже в течение одной секунды, что говорит о его нестационарности в данном диапазоне.

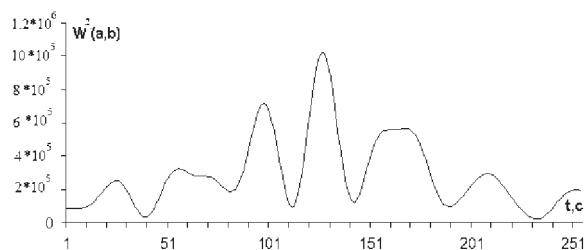


Рис. 1. Значение вейвлетной плотности мощности  $|W(a, b)|^2$  в частотном диапазоне  $\theta$ -ритма (частота дискретизации – 200 Гц)

Таким образом, максимальный масштаб вейвлет-преобразования и нижняя граница частот должны проходить по значению 3.5 Гц или несколько выше.

Отметим, что максимальный масштаб вейвлет-преобразования  $a_{\max}$  (а, следовательно, и

минимальная частота) и «длина»  $N$  исследуемых данных ( $N$  – количество отсчетов в сигнале) связаны между собой [9]:

$$a_{\max} = 2^{\text{round}(\log(N)/\log(2)-1)}. \quad (3)$$

### 3. МЕТОД ИСКЛЮЧЕНИЯ КРАЕВЫХ ЭФФЕКТОВ ПРИ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯХ

Особенностью вейвлет-преобразования является наличие в матрице вейвлет-коэффициентов областей, где расчет элементов матрицы осуществляется с использованием информации, находящейся за пределами регистрируемого сигнала. Такие области расположены по краям временного ряда изучаемых данных и, как правило, большинство применяемых алгоритмов вейвлет-преобразований достраивает исходную последовательность данных либо нулевыми значениями, либо значениями, построенными на основе определенных моделей. В нашем случае такой подход неправомерен, поскольку данные для обработки поступают не одновременно, а накапливаются в течение достаточно длительного промежутка времени (порядка десятков минут). Естественно, чтобы проводить анализ информации в реальном масштабе времени, следует в течение всего эксперимента непрерывно проводить изучение фрагментов временного ряда поступающих данных. В случае же накопления всего исследуемого ряда данных полностью уже нельзя говорить об анализе данных в реальном масштабе времени.

Как видно из рис. 2, где представлен фрагмент матрицы вейвлет-коэффициентов ЭЭГ

взрослого человека в покое, краевые эффекты в правой части матрицы в выделенной области отсутствуют. Это объясняется тем, что получаемые от прибора отсчеты не прерывались на 200-м, а поступали и в дальнейшем.

Свойством вейвлетного преобразования, важным для анализа сложных нестационарных процессов, является способность сохранять локальность представления сигнала, а, значит, локально реконструировать сигнал [9]. Можно выделить вклад определенного масштаба в определенный момент времени или реконструировать только часть сигнала, также имеется связь между локальным поведением сигнала и коэффициентов его вейвлетного преобразования [9] (под локальностью понимается, что для реконструкции части сигнала нужно брать только коэффициенты вейвлетного преобразования, относящиеся к определенной подобласти вейвлетного пространства – углу влияния). Если базовая вейвлетная функция хорошо локализована в интервале временного масштаба  $\Delta T$  для  $a = 1$ , то коэффициенты вейвлетного спектра, соответствующие моменту времени  $t'_0$ , будут находиться в конусе влияния, ограниченном прямыми:

$$\begin{aligned} a &= t'_0 - (t_0 \Delta T) / 2; \\ a &= t'_0 + (t_0 \Delta T) / 2, \end{aligned} \quad (4)$$

при этом коэффициенты  $W(a, t_0)$  в точке  $(t_0, a')$  зависят от значений ряда из определяемого тем же углом влияния временного диапазона около значения  $t'_0$  и диапазон этот тем больше, чем больше анализируемый масштаб  $a'$  (следовательно высокочастотная, т.е. мелкомасштабная

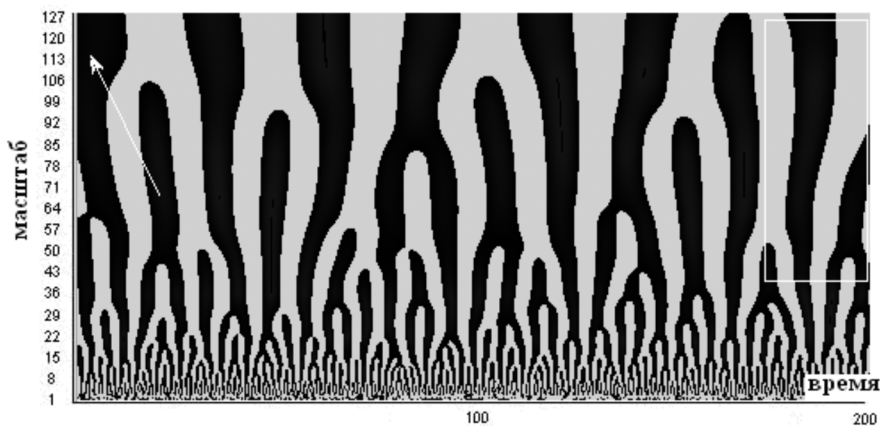


Рис. 2. Фрагмент матрицы вейвлет-коэффициентов, получаемой при обработке ЭЭГ.

По оси абсцисс – время в отсчетах (частота дискретизации – 200 Гц), по оси ординат – масштаб вейвлет-преобразования. Белые области – максимумы вейвлет-коэффициентов, темные – минимумы. Стрелкой отмечена область с краевыми эффектами

информация вычисляется на основе малых по длительности отрезков сигнала, а низкочастотная – на основе больших) [9].

Таким образом, размер области, где на коэффициенты вейвлет-преобразования влияют краевые эффекты, описывается углом влияния для вейвлет-коэффициента  $W(a, t_0)$ , а количество отсчетов временного ряда данных, формирующих краевой эффект, напрямую зависит от числа ненулевых отсчетов в вейвлете, то есть от количества значений вейвлетной функции, которые не столь малы, чтобы можно было бы ими пренебречь, приравняв в расчетах к нулю.

Следовательно, ключевым моментом вычисления временной задержки при накоплении данных для вейвлет-преобразования является расчет «длины» (в отсчетах) вейвлета на заданном масштабе  $a$ , значит, и частоте.

Можно оценить временной характер краевых эффектов и устранить их из матрицы вейвлет-коэффициентов в ходе обработки данных ЭЭГ в реальном масштабе времени.

Нетрудно заметить, что уменьшение минимальной частоты исследования приводит к росту временной задержки, поскольку возникает необходимость накопления информации, которая в дальнейшем должна быть подвергнута компьютерной обработке.

Предлагаемый нами метод решения данной проблемы заключается в том, что производится «обрезка» полученных матриц вейвлет-коэффициентов «с краев», причем во временном пространстве количество удаляемых коэффициентов вейвлет-преобразования с каждой стороны соответствует «длине» анализирующего вейвлета на максимальном масштабе расчета матрицы вейвлет-коэффициентов.

Итак, имеется исходный сигнал, состоящий из  $N$  отсчетов. При максимальном масштабе вейвлет-преобразования «длина» вейвлета, выраженная в отсчетах, равна  $L$ . Таким образом, блок вейвлет-коэффициентов без краевых эффектов будет иметь длину  $N-2L$  отсчетов. Начальная точка для первого блока будет находиться в  $(L+1)$ -м отсчете, а конечная – в  $(N-L)$ -м. Расчет второго блока начнется с точки с координатами  $N-2L+1$ , при этом левый краевой эффект второго блока захватывает диапазон между точками с координатами  $N-2L+1$  и  $N-L+1$ . Таким образом, за один цикл расчетов временного ряда происходит наращивание матрицы вейвлет-коэффици-

ентов на число отсчетов, равное  $N-2L$ . При этом после второй итерации к дальнейшей обработке пригодно  $2(N-L)$  отсчетов, лежащих между точками с координатами  $L+1$  («слева») и  $2N-L$  («справа»). Приняв, что каждый отсчет занимает отрезок времени, равный  $t$ , и считая время на обработку полученного временного ряда равным нулю, получим задержку по времени для указанных выше отрезков. Итак, для второго и последующих отрезков получим, что задержка вывода результата по отношению к первому отсчету блока, добавленного в общую матрицу вейвлет-коэффициентов, составит  $t(N-L)$ , а для последнего –  $tL$  (см. рис. 3).

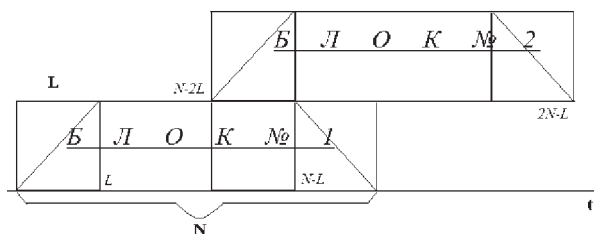


Рис. 3. Схема, иллюстрирующая удаление краевых эффектов в матрице вейвлет-коэффициентов

На основе выявленных закономерностей были проанализированы возможные временные задержки при использовании вейвлета Морле [9]:

$$\psi_0(\eta) = \pi^{-1/4} e^{i\omega_0 \eta} e^{-\eta^2/2}. \quad (4)$$

Традиционно этот вид вейвлетов часто используется при исследовании биомедицинских процессов, так как он хорошо локализован во времени и по частоте [3, 9]. Величина  $\omega_0$  в (4) принимается равной 6 [12, 20].

Очевидно (см. (1) – (4)), что длительность  $D$  анализирующего вейвлета применительно к ЭЭГ составляет с учетом обнуления малых значений величину

$$D \approx 5.5 a, \quad (5)$$

где  $a$  – масштаб вейвлет-преобразования.

Заметим, что при частоте дискретизации  $f_d = 5\text{кГц}$  (максимально возможной для использованного прибора) и накопления данных в течение одной секунды, наибольший масштаб вейвлет-преобразования составит, исходя из (3), величину 2048, то есть минимальная частота анализа сигнала будет равной 4.88 Гц. При этом значение  $D$  для вейвлета Морле при таком масштабе вейвлет-преобразования даст более 5500 отсчетов. Получается, для того, чтобы начать обработку

информации, необходимо накопить более 11000 отсчетов, что при данной частоте дискретизации даст задержку в 2 с и более. Естественно, что для систем биологической обратной связи такая задержка слишком велика, поскольку большинство электрических процессов, происходящих в головном мозге и связанных с мыслительной активностью, имеют существенно меньший период. Однако как следует из (1)–(5), отношение  $f_d / D$  для максимального масштаба вейвлет-преобразования является постоянным, что делает невозможным уменьшение временной задержки для заданного вейвлета. Следовательно, путь решения проблемы уменьшения временной задержки лежит в области поиска других видов вейвлетов, чтобы для них параметр  $D$  соответствовал более высоким значениям масштаба вейвлет-преобразования и, следовательно, более низким частотам сигнала. К таким вейвлетам можно отнести WAVE и все остальные вейвлеты семейства DOG (Difference of Gaussians), для которых длина волны  $\Lambda$  на заданном масштабе описывается соотношением:

$$\Lambda = 2\pi a / (m + 1/2)^{1/2}, \quad (6)$$

где  $m$  – момент вейвлета.

Сравнивая (6) с аналогичным соотношением для вейвлета Морле

$$\Lambda = 4\pi a / \omega_0 + (2 + \omega_0^2)^{1/2} \quad (7)$$

получим, что при одинаковом масштабе вейвлет-преобразования частотный пик Фурье-образа вейвлетов семейства DOG всегда будет находиться в диапазоне более низких частот, чем для случая использования вейвлета Морле.

Сравнивая параметр  $D$  для четырех видов вейвлетов: Морле, МНАТ, WAVE и DOG8 (результаты этого сравнения представлены на рис. 4), мы получили, что при заданной частоте вейвлет-преобразования наиболее компактный во временном пространстве результат дает вейвлет WAVE. Немного уступают ему другие вейвлеты, построенные на основе производной функции Гаусса. На практике это означает, что вейвлеты семейства DOG являются наиболее подходящими для анализа ЭЭГ в реальном масштабе времени по сравнению с другими исследованными видами вейвлетов.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе проведенных исследований найдены принципиальные отличия в использовании различных видов вейвлет-функций для анализа электроэнцефалограмм в реальном масштабе

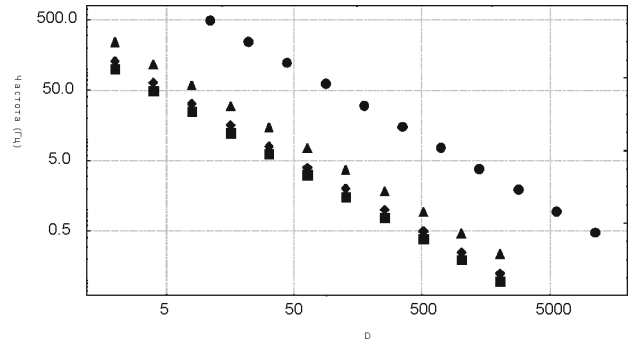


Рис. 4. Зависимость пиковой частоты Фурье-образа вейвлета при частоте дискретизации исследуемого сигнала 1 кГц от количества отсчетов в анализирующем вейвлете. Кружками обозначены результаты для вейвлета Морле, квадратами – для WAVE, ромбами – для МНАТ, треугольниками – для DOG8

времени. Изучено влияние на результаты расчетов ограничений, обусловленных неодинаковой степенью компактности различных вейвлетов во временном пространстве, а также связанных с особенностями вейвлетов, обладающих хорошим разрешением по частоте. Отмечено, что применение класса вейвлетов, построенных на основе производной функции Гаусса, снимает проблему накопления большого количества отсчетов до начала проведения вейлет-анализа за счет лучшей локализации во временном пространстве (но худшей – в частотном). Выполненные численные эксперименты продемонстрировали возможность проведения эффективного вейвлет-анализа ЭЭГ с задержкой, не превышающей 0.5 с от начала сбора обрабатываемой информации. Полученные результаты позволяют создавать системы анализа данных ЭЭГ, практически, с неограниченным количеством каналов и с задержкой по времени, не превышающей десятых долей секунды.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Фокина Ю.О. Возможные механизмы действия биологической обратной связи по электроэнцефалограмме / Ю.О. Фокина, В.Б. Павленко, А.М. Куличенко // Ученые записки Таврического национального ун-та им. В.И. Вернадского. Сер. Биология, химия. – 2008. – Т. 21 (60). – № 1. – С. 107–116.
2. Wolpaw J.R. Control of a twodimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans / J.R. Wolpaw, D.J. McFarland // Proc. Nat. Acad. Sci. USA. – 2004. – V. 101(51). – P. 17849–17854.
3. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р.М. Рангайян. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.

4. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. – М.: Мир, 1990. – 584 с.

5. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – Ижевск : НИЦ Регулярная и хаотическая динамика, 2001. – 464 с.

6. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов / С. Малла. – М.: Мир, 2005. – 671 с.

7. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физических наук. – 1996. – Т. 166, № 11. – С. 1145–1170.

8. Дремин И.М. Вейвлеты и их использование. / И.М. Дремин, О.В.Иванов, В.А. Нечитайло // Успехи физических наук. – 2001. – Т. 171, № 5. – С. 465–500.

9. Короновский А.А. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения / А. А. Короновский, А. Е. Храмов // М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. – 176 с.

10. Баевский Р.М. Прогнозирование состояния на грани нормы и патологии / Р.М. Баевский. – М.: Медицина, 1979. – 296 с.

11. Чесноков Ю.В. Вейвлетное преобразование в обработке электрокардиограмм / Ю.В.Чесноков, В.Н. Чижииков // Вестник новых медицинских технологий. – 2003. – Т. 10. – № 1–2. – С. 5–6.

12. Вейвлет-анализ энцефалограмм / С.Д. Кургалин, Я.А. Туровский, А.В. Максимов [и др.] // Информационные технологии в проектировании и производстве. – 2010. – № 1. – С. 89–95.

13. Моделирование медико-биологической информации на основе непрерывного вейвлет-преобразования / С. Д. Кургалин, Я. А. Туровский, А. В. Максимов [и др.] // Информатика : проблемы, методология, технологии : материалы X Международ. науч.-метод. конф. – Воронеж, 2010. – Т. 1. – С. 411–415.

**Туровский Ярослав Александрович** – кандидат медицинских наук, доцент кафедры цифровых технологий, руководитель лаборатории информационных технологий в медицине факультета компьютерных наук; тел.: (473) 2-208-384, e-mail: yaroslav\_turovsk@mail.ru

**Кургалин Сергей Дмитриевич** – доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой цифровых технологий факультета компьютерных наук; тел.: (473) 2-208-384, e-mail: kurgalin@bk.ru

**Максимов Алексей Владимирович** – аспирант кафедры цифровых технологий факультета компьютерных наук; тел.: (473) 2-208-384, e-mail: suggestor@inbox.ru.

14. Аппаратно-программный комплекс обработки методико-биологических данных в реальном масштабе времени / С.Д. Кургалин, Я.А. Туровский, И.С. Губарев [и др.] / Энергия – XXI век. – 2009. – № 2(72). – С. 47–52.

15. Распределённая система обработки электроэнцефалографических данных в реальном масштабе времени / С.Д. Кургалин, Я.А.Туровский, А.В. Максимов [и др.] // Информатика: проблемы, методология, технологии : материалы Девятой международ. науч.-метод. конф. – Воронеж, 2009. – Т. 1. – С. 383–385.

16. Математическое моделирование человеко-машинного взаимодействия и способы оценки его эффективности / С.Д. Кургалин, Я.А. Туровский, А.В. Максимов [и др.] // Информатика : проблемы, методология, технологии : материалы X Международ. науч.-метод. конф. – Воронеж, 2010. – Т. 2. – С. 266–269.

17. Математическая модель для исследования нейрокомпьютерного интерфейса / С.Д. Кургалин, Я.А. Туровский, А.В. Максимов [и др.] // Телематика'2010 : тр. XVII Всерос. науч.-метод. конф. – СПб, 2010. – Т.2. – С. 370–371.

18. [http://www.nvidia.ru/object/cuda\\_home\\_new\\_ru.html](http://www.nvidia.ru/object/cuda_home_new_ru.html)

19. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии // Л.Р. Зенков. – МЕДпресс-информ, 2011. – 356 с.

20. Николаев А.Р. Исследование корковых взаимодействий в коротких интервалах времени при поиске вербальных ассоциаций / А.Р.Николаев, Г. А. Иваницкий, А.М. Иваницкий // Журнал высшей нервной деятельности. – 2000. – Т. 50. – № 1. – С. 44–61.

**Turovsky Yaroslav Aleksandrovich** – Candidate of Medical Science, Associate Professor of the Digital Technologies Department, Head of the Digital Medical Technologies Laboratory of Computer Science Faculty; tel.: (473) 2-208-384, e-mail: yaroslav\_turovsk@mail.ru

**Kurgalin Sergey Dmitrievich** – Doctor of Physical and Mathematical Science, Head of the Digital Technologies Department of Computer Science Faculty; tel.: (473) 2-208-384, e-mail: kurgalin@bk.ru

**Maksimov Alexey Vladimirovich** – Graduate Student of the Digital Technologies Department of Computer Science Faculty; tel.: (473) 2-208-384, e-mail: suggestor@inbox.ru.