

**Интерфейс мозг-компьютер для оценки психофизиологического состояния человека**

Е. Н. Пицик,<sup>\*</sup> В. А. Максименко,<sup>†</sup> В. О. Недайвовоз,<sup>‡</sup> А. Е. Храмов<sup>§</sup>  
Саратовский государственный технический университет им. Гагарина Ю.А.  
Россия, 640054, г. Саратов, ул. Политехническая, д. 77  
(Статья поступила 29.06.2018; Подписана в печать 10.09.2018)

В настоящей работе предложен интерфейс мозг–компьютер (ИМК) для оценки активности головного мозга во время предъявления испытуемому визуальных стимулов. Разработанный ИМК основан на электроэнцефалографе «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» (Медиком МТД, Россия) и специальными сопровождающими программными средствами для анализа сигнала. Для анализа ЭЭГ-сигнала было использовано непрерывное вейвлетное преобразование, а для оценки степени сосредоточенности введена специальная характеристика, отражающая интенсивность внимания. Для тестирования ИМК была проведена серия экспериментов, в ходе которых испытуемому предъявлялись бистабильные визуальные стимулы для классификации — кубы Некера, которые могут быть интерпретированы как ориентированные налево и направо в зависимости от интенсивности окраски рёбер. Во время экспериментов наблюдалось значительное изменение отклика мозга, связанного с восприятием бистабильных зрительных стимулов, в зависимости от внешних условий и отвлекающих факторов. Основываясь на полученных результатах, был предложен ИМК для оценки сосредоточенности человека при решении задач, требующих значительного визуального внимания.

PACS: 87.85.dd

УДК: 004.383.8.032.26

Ключевые слова: Интерфейс мозг–компьютер, электроэнцефалограмма, вейвлетный анализ.

**ВВЕДЕНИЕ**

Интерфейсы мозг-компьютер (ИМК) являются современной технологией, основывающейся на отслеживании характерных форм электрической активности головного мозга в режиме реального времени и преобразовании полученной информации в команды для управления различными устройствами. Реализация взаимодействия человека и машинных систем посредством ИМК является актуальной задачей, затрагивающей различные области современной науки, включая медицину и производство [1–6]. С учетом масштабности и междисциплинарности данной задачи, ее решение лежит на стыке различных научных направлений, связанных с развитием как технологических принципов для регистрации и обработки данных электрической активности мозга (ЭЭГ), так и методик анализа данных с целью выделения и генерации управляющих команд, а также методик обучения оператора для управления такими устройствами в различных условиях внешней среды.

Исследования в области разработки методик анализа нейрофизиологических данных для преобразования их в команды управления компьютером направлены на обнаружение характерных паттернов и их распознавание в режиме реального времени. В данном контексте используются методики, основанные на регистрации вызванных потенциалов (англ. Event-related potential) [7], применении средств машинного обу-

чения и искусственного интеллекта [8, 9], применении методик выделения частотно-временной структуры сигналов [10], методики восстановления связей между различными отделами мозга по многоканальным данным [11].

В контексте реализации человеко-машинного взаимодействия, немаловажную роль играет оценка степени сконцентрированности оператора. С одной стороны, данная задача имеет большое значение для разработки нейроинтерфейсов мониторинга состояния человека (например, диспетчера аэропорта, оператора и тд). С другой стороны, оценка такого фактора, как степень сконцентрированности, является необходимой в процессе обучения оператора технике управления нейроинтерфейсом, так как концентрация неразрывно связана с возможностью устойчивой генерации управляющих команд. В связи с этим, в качестве отдельно направления можно выделить проведение работ, связанных с анализом степени сконцентрированности человека под действием различных внешних условий [12, 13].

Несмотря на большое количество работ в данном направлении, основные механизмы, связанные с влиянием степени сконцентрированности человека на процессы, протекающие в головном мозге, остаются малоизученными. В последнее время для решения этой проблемы используют алгоритмы, основанные на рассмотрении нейрофизиологических сигналов одновременно в разных частотных диапазонах, связанных с разными ритмами [14, 15]. Также, существует большое количество работ, направленных на анализ процессов концентрации внимания посредством анализа вызванных потенциалов (в английской литературе «Event-related potential», ERP) [16]. В частности, такой подход применялся для изучения процессов селективного внимания [17], в том числе, для выявления когнитивных процессов, ответственных за переключение вни-

<sup>\*</sup>Е-mail: pitsikelena@gmail.com

<sup>†</sup>Е-mail: maximenkovl@gmail.com

<sup>‡</sup>Е-mail: fdf\_het@mail.ru

<sup>§</sup>Е-mail: hramovae@gmail.com

мания [18], анализ эффектов умственной усталости на возможность концентрировать внимание [19], а также эффектов, связанных с концентрацией внимания при лексической категоризации [20].

Однако, вышеописанные подходы к регистрации вызванных потенциалов не могут быть использованы в режиме реального времени в силу необходимости усреднения по большому числу отдельных событий. В то же время, наблюдается растущий интерес к разработке нейроинтерфейсов, распознающих характерную электрическую активность мозга посредством многоканальной записи ЭЭГ в реальном времени, и преобразующих полученную информацию в команду для управления экзоскелетами, роботами, биопротезами и т.д. В частности, разработаны нейроинтерфейсы, позволяющие осуществлять передвижение курсора [21], частично синтезировать речь [22], и контролировать простейшие движения [23]. Помимо этого, исследуется возможность использования нейроинтерфейсов в реабилитации [24]. Проводятся исследования по разработке нейроинтерфейсов для управления экзоскелетами [1, 25].

В настоящей работе мы провели серию экспериментов, направленных на сбор ЭЭГ-данных добровольцев при предъявлении им неоднозначных визуальных стимулов. В качестве визуального стимула был выбран куб Некера [25], представляющий собой куб с прозрачными гранями и видимыми ребрами, воспринимаемый как 3D объект благодаря специфическому расположению ребер. Неоднозначность куба Некера заключается в возможности интерпретации этого 3D объекта как развернутого налево, так и направо в зависимости от различной контрастности  $I \in [1, 0]$  [26] внутренних ребер куба. Полученные результаты были использованы для разработки ИМК для оценки изменений в активности головного мозга, вызванных предъявлением неоднозначных визуальных стимулов, в режиме реального времени.

## 1. МЕТОДЫ

В процессе исследования мы провели серию экспериментов, направленных на составление массива ЭЭГ-данных. В экспериментальной работе приняла участие условно здоровые добровольцы как мужского, так и женского пола, в возрасте от 20 до 43 лет. Все участники экспериментов были проинструктированы нажимать левую или правую кнопку на пульте в зависимости от их первого впечатления об ориентации куба. Продолжительность эксперимента составляла 10-15 мин для каждого участника, включая краткие периоды записи фоновой активности мозга перед и после предъявления куба. Во время экспериментальных сессий, кубы с разной контрастностью ребер показывались случайным образом (в среднем по 30 раз для каждой конфигурации), параллельно производилась запись ЭЭГ головного мозга с использованием электроэнце-

фалографа «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» (Медиком МТД, Россия), позволяющим одновременно производить запись с 20 ЭЭГ-каналов, и устройства ввода с двумя кнопками. Схема ИМК, использованного в ходе экспериментальной работы, указана на рис. 1.

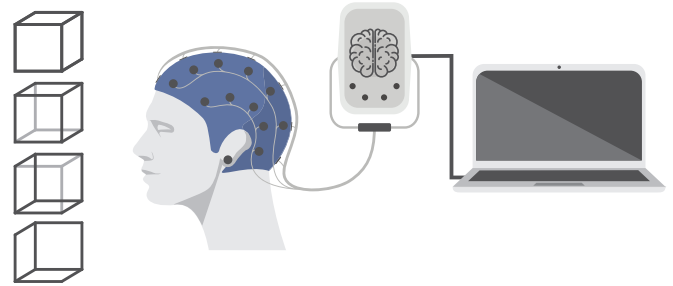


Рис. 1: Схема ИМК, использованного в ходе экспериментальной работы. В ходе эксперимента был записан ЭЭГ-сигнал головного мозга испытуемого в ответ на предъявления куба Некера с различной контрастностью ребер  $I$ , после чего производился анализ сигнала на компьютере в режиме реального времени

Был проведен анализ ЭЭГ-сигнала, записанного с пяти электродов ( $O_1, O_2, P_3, P_4, P_z$ ), расположенных в соответствии со стандартной системой 10-20 [27], с использованием непрерывного вейвлетного преобразования [28]. Вейвлетная энергия  $E^n = \sqrt{W_n(f, t)^2}$  была рассчитана для каждого канала  $X_n(t)$  в частотном диапазоне  $f \in [1, 30]$  Гц. При этом  $W_n(f, t)$  — это комплексный вейвлет-коэффициент, рассчитываемый по формуле:

$$W_n(f, t) = \sqrt{f} \int_{t-4/f}^{t+4/f} X_n(t) \psi^*(f, t) dt, \quad (1)$$

где  $n = 1, \dots, N$  — номер канала ЭЭГ (в данной работе общее число использованных для анализа каналов  $N = 5$ ), и «\*» представляет собой операцию комплексного сопряжения. В качестве материнского вейвлета  $\psi(f, t)$  был взят вейвлет Морле, широко применяемый для анализа нейрофизиологических сигналов:

$$\psi(f, t) = \sqrt{f} \pi^{1/4} e^{j\omega_0 f(t-t_0)} e^{f(t-t_0)^2/2}, \quad (2)$$

где  $\omega_0 = 2\pi$  — центральная частота вейвлета Морле [29].

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ

В рамках данного исследования был разработан ИМК на базе электроэнцефалографа «Энцефалан-ЭЭГР-19/26». Специальная библиотека Медиком-МТД позволила получить доступ к данным для обработки сигнала, полученного из  $N = 5$  электродов, расположенных на голове в соответствии с международной

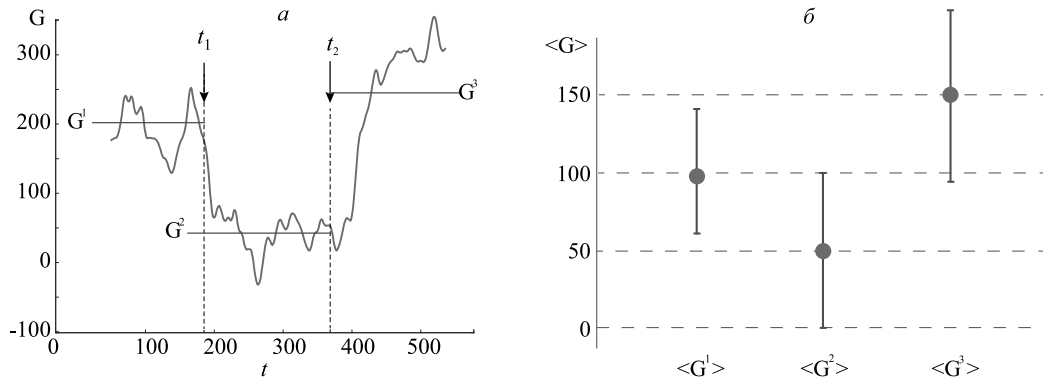


Рис. 2: а — Зависимость контрольной характеристики  $G(t)$  от времени, рассчитанное для одного испытуемого; область между  $t_1$  и  $t_2$  соответствует временному интервалу, в котором испытуемый подвергался внешнему воздействию; б — значения  $G(t)$ , усредненные по всем испытуемым и по всем временным интервалам  $t < t_1$ ,  $t_1 < t < t_2$ ,  $t > t_2$ , соответственно

системой 10–20, в режиме реального времени с частотой дискретизации 250 Гц. Была рассчитана вейвлетная энергия ЭЭГ-сигнала с использованием плавающего окна длиной в 2 с в интервале между 4 и 30 Гц [30]. Каждое событие, связанное с презентацией единичного визуального стимула, было проанализировано отдельно в альфа- и бета-диапазоне в интервале, начинающимся за секунду до предъявления стимула и заканчивающимся моментом появления стимула. В результате, набор значений  $A_I, A_{II}, B_I, B_{II}$  был рассчитан для каждого предъявления следующим образом:

$$A_{I,II} = \sum_{n=1}^N \int_{t \in \Delta t_{I,II}} \xi^n(t') dt',$$

$$\text{where } \xi^n(t) = \begin{cases} 1, & \text{if } f_{max}^n \in \Delta f_\alpha, \\ 0, & \text{if } f_{max}^n \notin \Delta f_\alpha, \end{cases} \quad (3)$$

$$B_{I,II} = \sum_{n=1}^N \int_{t \in \Delta t_{I,II}} \xi^n(t') dt',$$

$$\text{where } \xi^n(t) = \begin{cases} 1, & \text{if } f_{max}^n \in \Delta f_\beta, \\ 0, & \text{if } f_{max}^n \notin \Delta f_\beta, \end{cases} \quad (4)$$

где  $f_{max}^n$  — это позиция максимального спектрального компонента.

Полученные результаты были усреднены по шести предъявлениям, контрольная характеристика  $G(t)$  была рассчитана как:

$$G(t) = \frac{(\langle A_I \rangle - \langle A_{II} \rangle) + (\langle B_{II} \rangle - \langle B_I \rangle)}{2}, \quad (5)$$

где  $\langle \dots \rangle$  означает усредненное значение.

Значение было рассчитано в соответствии с уравнениями (3-5) в режиме реального времени. Оно отражает интенсивность отклика нейронов головного мозга в ответ на визуальный стимул. Большое значение  $G(t)$  связано с интенсивным откликом, что свидетельствует о высокой концентрации испытуемого. С другой стороны, низкое значение  $G(t)$  ассоциировано с состоянием

низкой концентрации испытуемого, когда тот не достаточно сфокусирован на визуальном стимуле.

Разработанный ИМК был экспериментально протестирован на трех испытуемых, каждый из которых принял участие в 4-минутной экспериментальной сессии. Результаты представлены на рис. 2. Стрелками обозначены моменты времени  $t_1$  и  $t_2$ , когда внешнее воздействие включалось и выключалось, соответственно, разделяя эксперимент на три секции. Во время первой секции ( $t < t_1$ ), испытуемый выполнял задание в отсутствие внешнего воздействия. Заметно, что  $G(t)$  колеблется возле определённого среднего значения  $G^1$ , индивидуального для каждого испытуемого. После включения внешнего воздействия, значение  $G(t)$  резко падает и начинает колебаться возле среднего  $G^2$ , значительно более низкого, чем среднее в предыдущей секции. После же выключения внешнего воздействия,  $G(t)$  значительно возрастает для всех испытуемых и колеблется около среднего значения  $G^3$ .

Важно отметить, что значительные изменения в  $G(t)$  наблюдались в течение короткого интервала времени (менее 30 с), во время которого визуальные стимулы предъявлялись около пяти раз. Это означает, что значительные изменения в степени сосредоточенности человека могут быть обнаружены мгновенно и проконтролированы в режиме реального времени.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сосредоточенность — это важное психофизиологическое состояние человека, которое охарактеризовано высокой степенью фиксации активного внимания на выполняемой задаче. Оценка и анализ данной характеристики в режиме реального времени является важной проблемой, находящейся на стыке нескольких научных областей, включающих как технологические решения по снятию нейрофизиологического сигнала, так и разработку методов его анализа, отвечающих требованиям конкретной задачи.

В настоящей работе была проанализирована частотно-временная структура ЭЭГ-сигнала, соответствующего восприятию неоднозначных визуальных стимулов группой испытуемых. На основании полученных результатов был предложен метод оценки сосредоточенности человека в режиме реального времени, реализованных в виде интерфейса мозг-компьютер. Применение ИМК для мониторинга степени сосредоточенности в условиях внешних стимулов показывает, что снижение сосредоточенности, вызванное отвлекающими факторами, может быть детектировано.

Необходимо отметить, что выявленные эффекты могут быть связаны не только с восприятием неоднозначных изображений, но и с другими типами когнитивных заданий, которые требуют высокой сосредоточенности. Продемонстрированная возможность оценки отклика нейронной активности головного мозга в ответ на визуальные стимулы при обработке ЭЭГ-сигнала

в реальном времени может найти применение при мониторинге и контроле внимания человека в профессиях, связанных с повышенной сосредоточенностью: управление движением воздушного транспорта, мониторинг атомных электростанций, разработка учебных программы и тестирование психологических состояний человека.

#### Благодарности

Работа выполнена при поддержке Программы поддержки ведущих научных школ РФ (проект НШ-2737.2018.2) и гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых-кандидатов наук (проект МК-992.2018.2).

- 
- [1] Kawase T., Sakurada T., Koike Y., Kansaku K. J. Neural Eng. 2017. **14**, N 1. P. 016015.
  - [2] Spüler M. PLoS one. 2017. **12**, №2. P. e0172400.
  - [3] Bowsher K., Civillico E.F., Coburn J. at al. J. Neural Eng. 2016. **13**, N 2. P. 023001.
  - [4] Chen X., Wang Y., Nakanishi M. at al. Proc. Natl. Acad. Sci. 2015. **112**, N 44. P. E6058.
  - [5] O'Doherty J.E., Lebedev M.A., Ifft P.J. at al. Nature. 2011. **479**, N 7372. P. 228.
  - [6] Stacey W.C., Litt B. Nat. Rev. Neurol. 2008. **4**, N 4. P. 190.
  - [7] Basyul I.A., Kaplan A.Ya. Neurosci. Behav. Physiol. 2015. **45**, N 9. P. 10382.
  - [8] Ma T., Li H., Yang H. at al. J. Neurosci. Methods. 2017. **275**. P. 80.
  - [9] Quitadamo L.R., Cavrini F., Sbernini L. at al. J. Neural Eng. 2017. **14**, N 1. P. 011001.
  - [10] Wang Y., Veluvolu K.C., Lee M. J. Neuroeng. Rehabil. 2013. **10**, N 1. P. 109.
  - [11] Hamedi M., Salleh S.-H., Noor A.M. Neural Comput. 2016. **28**, N 6. P. 999.
  - [12] Calcott R.D., Berkman E.T. PLoS one. 2015. **10**, N 5. P. e0127203.
  - [13] Ingre M., Van Leeuwen W., Klemets T. at al. PLoS one. 2014. **9**, N 10. P. e108679.
  - [14] Tewarie P., Hillebrand A., van Dijk B.W. at al. Neuroimage. 2016. **142**. P. 324.
  - [15] Stam C.J. Neurosci. Lett. 2000. **286**, N 2. P. 115.
  - [16] Luck S.J., Woodman G.F., Vogel E.K. Trends. Cogn. Sci. 2000. **4**, N 11. P. 432.
  - [17] Hillyard S.A., Hink R.F., Schwent V.L., Picton T.W. Science. 1973. **4108**, N 182. P. 177.
  - [18] Luck S.J., Chelazzi L., Hillyard S.A. Journal of neurophysiology. 1997. **77**, N 1. P. 24.
  - [19] Boksem M.A.S., Meijman T.F., Lorist M.M. Cogn. Brain. Res. 2005. **25**, N 1. P. 107.
  - [20] Martin C.D., Thierry G., Démonet J.-F. PLoS One. 2010. **5**, N 3. P. e9892.
  - [21] Wolpaw J.R., McFarland D.J. Proc. Natl. Acad. Sci. 2004. **101**, N 51. P. 17849.
  - [22] Birbaumer N., Kubler A., Ghanayim N. at al. IEEE Trans. Rehabil. Eng. 2000. **8**, N 2. P. 190.
  - [23] Ma T., Li H., Deng L. at al. J. Neural. Eng. 2017. **14**, N 2. P. 026015.
  - [24] Daly J.J., Wolpaw J.R. Lancet Neurol. 2008. **7**, N 11. P. 1032.
  - [25] Peternel L., Noda T., Petrič, T. at al. PLoS one. 2016. **11**, N 2. P. e0148942.
  - [26] Runnova A.E., Hramov A.E., Grubov V.V. at al. Chaos Solitons Fractals. 2016. **93**. P. 201.
  - [27] Niedermeyer E., da Silva F.H.L. Lippincott Williams & Wilkins. 2005.
  - [28] Pavlov A.N., Hramov A.E., Koronovskii A.A. at al. Physics-Uspekhi. 2012. **55**, N 9 P. 845.
  - [29] Sitnikova E., Hramov A.E., Grubov V., Koronovsky A.A. Brain research. 2014. **1543**. P. 290.
  - [30] Ovchinnikov A., Lüttjohann A., Hramov A., Van Luijtelaar G. J. Neurosci. Methods. 2010. **194**, N 1 P. 172.

---

#### Brain-computer interface for assessing the psychophysiological human condition

E. N. Pitsik<sup>a</sup>, V. A. Maksimenko<sup>b</sup>, V. O. Nedaivozov<sup>c</sup>, A. E. Hramov<sup>d</sup>

Yury Gagarin Saratov State Technical University. Saratov, 410054, Russia

E-mail: <sup>a</sup>pitsikelena@gmail.com, <sup>b</sup>maximenkool@gmail.com, <sup>c</sup>fdf\_het@mail.ru, <sup>d</sup>hramovae@gmail.com

We have proposed brain-computer interface (BCI) for the estimation of the brain response on the presented visual tasks. Proposed BCI is based on the EEG recorder Encephalan-EEGR-19/26 (Medicom MTD, Russia) supplemented by a special home-

made developed acquisition software. BCI is tested during experimental session while subject is perceiving the bistable visual stimuli and classifying them according to the interpretation. We have subjected the participant to the different external conditions and observed the significant decrease in the response, associated with the perceiving the bistable visual stimuli, during the presence of distraction. Based on the obtained results we have proposed possibility to use of BCI for estimation of the human alertness during solving the tasks required substantial visual attention.

PACS: 87.85.dd

*Keywords:* Brain-computer interface, electroencephalography, wavelet analysis.

*Received 29 June 2018.*

#### **Сведения об авторах**

1. Пицик Елена Николаевна — мл. науч.сотрудник; e-mail: pitsikelena@gmail.com.
  2. Максименко Владимир Александрович — канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотрудник; e-mail: maximenkov1@gmail.com.
  3. Недайвозов Владимир Олегович — лаборант-исследователь; e-mail: fdf\_het@mail.ru.
  4. Храмов Александр Евгеньевич — доктор физ.-мат. наук, профессор; e-mail: hramovae@gmail.com.
-