



# ХАРАКТЕРИСТИКИ ОКУЛОМОТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ОПЕРАТОРА ИНТЕРФЕЙСА «МОЗГ–КОМПЬЮТЕР» НА ВОЛНЕ P300 В РАЗЛИЧНЫХ СТИМУЛЬНЫХ СИТУАЦИЯХ

**БАСЮЛ И.А.\***, *Московский институт психоанализа, Москва, Россия,*  
*e-mail: ivbasul@gmail.com*

Проверялась гипотеза о взаимосвязи характеристик стимульной ситуации в интерфейсе «мозг–компьютер» на волне P300 с окуломоторной активностью и эффективностью работы оператора. Были протестированы интенсивность подсветок экранных элементов (контраст между «подсвеченным» и «неподсвеченным» элементами), а также наличие либо отсутствие обрамления вокруг каждого экранного элемента. В итоге были протестированы следующие варианты стимульных сред: 1) низкий контраст, стимулы без обрамления; 2) низкий контраст, стимулы с обрамлением; 3) высокий контраст, стимулы без обрамления; 4) высокий контраст, стимулы с обрамлением.

Результаты проведенного исследования указывают на то, что стимульные среды, обеспечивающие минимальное число ошибок оператора и, соответственно, способствующие максимальной эффективности работы, сопряжены с меньшей, чем в остальных случаях, дисперсией фиксаций и, одновременно, с большей их продолжительностью. Однако по причине различий в оптимальных для каждого испытуемого стимульных средах однозначно выявить наилучший тип не удалось. Тем не менее, применение айтрекинга для оптимизации характеристик стимульной среды интерфейса «мозг–компьютер» на волне P300 позволит формировать оптимальные условия для работы оператора и проводить наиболее точную фиксацию показателей его деятельности.

**Ключевые слова:** интерфейс «мозг–компьютер», айтрекинг, вызванные потенциалы, P300, зрительное внимание, N200.

## Введение

Многими исследователями продемонстрирована возможность применения определенных параметров ЭЭГ для управления различными внешними устройствами: компьютерный курсор, виртуальная клавиатура, экзоскелетные и робототехнические устройства (Kaplan et al., 2005; 2013; Wolpaw et al., 2002). Области практического применения интерфейсов «мозг–компьютер» (ИМК) достаточно очевидны: помощь пациентам с глубокими нарушениями двигательных функций (Kleih et al., 2011; Sellers et al., 2010; Wolpaw et al., 2002), разработка компьютерных «тренажеров внимания» и контроля моторной деятельности (Blankertz et al., 2010), обеспечение дополнительного функционала у здорового человека и в случае ампутации конечностей (Blankertz et al., 2010; Nicoletti, 2003).

В плане точности и скорости работы одно из лидирующих мест занимает ИМК на «волне P300», или ИМК-P300 (Farwell, Donchin, 1988). Работа ИМК-P300

### Для цитаты:

*Басюл И.А.* Характеристики окуломоторной активности оператора интерфейса «мозг–компьютер» на волне P300 в различных стимульных ситуациях // Экспериментальная психология. 2017. Т. 10. № 1. С. 129–138. doi:10.17759/exppsy.2017100109

\* *Басюл И.А.* Методист, Московский институт психоанализа. E-mail: ivbasul@gmail.com



основана на детекции когнитивной компоненты вызванного потенциала мозга, волны Р300, которая обнаруживается при предъявлении оператору ожидаемого стимула в ряду некоторого набора стимулов. Фокусируя свое внимание на требуем стимуле, оператор может выбрать тот или иной элемент в контуре ИМК-Р300. Для выбора элемента производится сопоставление амплитуд компоненты Р300 в ответ на предъявление различных стимулов: большая амплитуда волны Р300 (Ганин и др., 2012; Каплан и др., 2013; Михайлова и др., 2008; Farwell, Donchin, 1988; Mak et al., 2011; Wolpaw et al., 2002) в ответ на предъявление какого-то стимула указывает, что именно он находится в фокусе внимания оператора и является командным в данный момент. Результаты последних исследований свидетельствуют о том, что существенный вклад в определение фокуса внимания оператора могут вносить и ряд других компонент потенциалов, связанных с событиями (ПСС), например, компонента N200 (Ганин и др., 2012; Каплан и др., 2013; Bianchi et al., 2010; Kaufmann et al., 2011; Krusienski et al., 2008; Shishkin et al., 2009). **Использование данных компонент в алгоритмах детекции, а также оптимизация самого контура ИМК-Р300 с учетом эффективного участия этих дополнительных компонент позволит еще более повысить устойчивость и скорость работы ИМК-Р300.**

Эргономичность интерфейса ИМК-Р300 является важным фактором работоспособности данного типа ИМК. Одна из возможностей ее повышения заключается в совмещении подсветок элементов на мониторе с их движением (Ганин, Каплан, 2014). Основная цель такой модификации – стабилизация непроизвольного внимания оператора при его работе с элементами ИМК-Р300. Для создания наиболее оптимальных условий привлечения автоматического внимания необходимо сформировать такую визуальную среду, которая создаст наиболее оптимальные условия для отслеживания и фиксирования стимульных элементов ИМК-Р300. Одним из вариантов решения такой задачи выступает сопряжение ИМК-Р300 и методики айтрекинга – регистрации направленности взгляда при помощи скоростной видеокамеры (Барabanщиков, 1997).

Одной из целей сопряжения ИМК-Р300 с айтрекингом является изучение внутренней структуры основных компонент ПСС, участвующих в работе данного ИМК, взаимосвязи особенностей этих компонент с характеристиками стимульной среды, с которой работает оператор, или с методом работы самого оператора. Показано, что ранние зрительные компоненты, в частности N200, при работе в ИМК-Р300 связаны с объектами, на которые непосредственно направлен взор оператора (Brunner et al., 2010), а появление компоненты Р300 связано с привлечением внимания оператора к одному из элементов интерфейса. В силу различной природы компонент Р300 и N200 особенности визуальной среды ИМК-Р300 и выполняемой оператором задачи будут оказывать различное влияние на характеристики данных компонент (амплитуда, латентность). Поэтому достижение наилучших показателей эффективности данного ИМК требует условий, в которых обе компоненты обладают достаточной степенью выраженности. И если для когнитивной компоненты Р300 в целом известны условия, определяющие ее характеристики, то для N200 достоверно известны лишь условия ее появления – центральная область зрительного поля оператора должна совпадать с местонахождением целевого элемента. Взаимосвязи характеристик стимульной среды, особенностей процессов восприятия и деятельности оператора с параметрами компоненты N200 пока еще мало изучены (Басюл, Каплан, 2014). Тем не менее, результаты проведенных в этой области иссле-



дований свидетельствуют о том, что при удалении положения взгляда от целевого элемента происходит снижение амплитуды некоторых ПСС (Domínguez-Martínez et al., 2015) и, кроме того, используемый в такого рода экспериментах метод видеорегистрации положения взгляда может способствовать прояснению взаимосвязей тех или иных изменений в ПСС с процессами восприятия.

Нами было проведено исследование взаимосвязи характеристик стимульной ситуации ИМК-Р300 с эффективностью работы оператора и параметрами его окуломоторной активности путем сопряженной регистрации ЭЭГ и окуломоторной активности испытуемых. Данное исследование объединяет психофизиологическую парадигму интерфейса «мозг-компьютер» и методику айтрекинга (Барабанщиков, Жегалло, 2013; 2014) как метода изучения процессов восприятия (Барабанщиков, 1997).

### Методика

ИМК-Р300 реализовано на основе 8-канального электроэнцефалографа производства компании «МОВИКОМ» с частотой оцифровки сигнала 500 Гц. Регистрация положения взгляда выполнялась на установке SMI HiSpeed, позволяющей выполнять айтрекинг с частотой 500 кадров в секунду с пространственным разрешением  $0,25^{\circ}-0,5^{\circ}$ . Для обеспечения высокоточного, особенно во временном плане, предъявления стимулов на экране монитора была использована программная платформа Python 2.5 с набором модулей расширения, позволяющих помимо предъявления элементов осуществлять скоростную онлайн-обработку ЭЭГ-данных для обеспечения высокой скорости работы ИМК. Сопряжение ИМК-Р300 с айтрекинговой системой было выполнено посредством Ethernet-соединения компьютеров, реализовывавших соответствующие процессы.

Тестовым объектом стала матрица символов, которая состояла из букв и служебных символов, символы могли быть в обрамлении и без него (рис. 1).

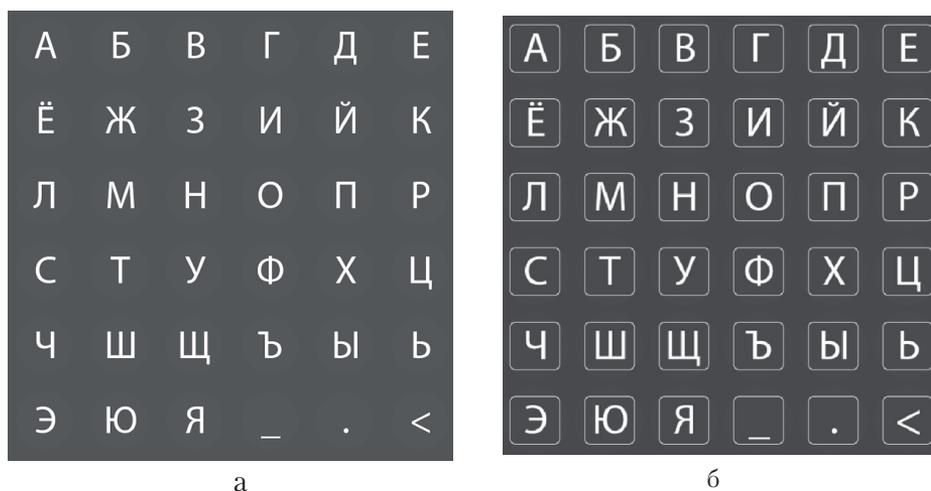


Рис. 1. Таблица символов, с которой работали испытуемые: а – таблица с элементами без обрамления, б – таблица с элементами в обрамлении

Строки и столбцы матрицы ритмично выделялись подсветками, в одних режимах подсветки были низкоинтенсивными, в других – высокоинтенсивными (рис. 2).



Рис. 2. Варианты подсветок на примере элементов без обрамления: а – высокоинтенсивная подсветка строки, б – низкоинтенсивная подсветка строки (вторая строка снизу)

Длительность подсвечивания строки или столбца составляла 180 мс, интервал между окончанием одной подсветки и началом следующей – 100 мс. Подсветки объединялись в циклы таким образом, что в каждом цикле каждый столбец и строка были подсвечены по 5 раз в случайной последовательности.

**Процедура.** В начале эксперимента испытуемые проходили ознакомление с общим порядком работы. Записывалась тренировочная сессия, на основе которой для каждого испытуемого строился классификатор на основе линейного дискриминанта Фишера. Данный классификатор впоследствии использовался для детекции целевых элементов с целью вывода их на печать. При этом все испытуемые в этой сессии работали в режиме высокого контраста подсветок с элементами без обрамления. Далее начиналась основная сессия, где испытуемые должны были набрать слова *исследование, университет, предприятие* и *библиотека*. Порядок следования слов у всех испытуемых был одинаковым, а порядок следования режимов работы (1 – высокий контраст с элементами без обрамления, 2 – высокий контраст с элементами в обрамлении, 3 – низкий контраст с элементами без обрамления, 4 – низкий контраст с элементами в обрамлении) был случайным. Таким образом, сочетания «слово – режим работы» и сам порядок следования таких сочетаний были рандомизированы. Испытуемый набирал слова последовательно буква за буквой, при помощи клавишей мыши включались подсветки матрицы, испытуемый сосредоточивался на нужной букве и по завершении цикла подсветок производился вывод на печать буквы, выбранной при помощи ранее построенного классификатора.

**Испытуемые.** Участниками исследования стали 17 испытуемых от 18 до 25 лет – студенты московских вузов с нормальным или скорректированным до нормального зрением. В дальнейшем, при обработке полученных данных, первичные данные некоторых испытуемых не вошли в общий массив в связи со значительной долей артефактов в записях, итоговая обработка производилась по данным 12 испытуемых.

**Обработка данных.** Данные обрабатывались в свободно распространяемых программных средах Python 2.7.3 и R 3.1 (R Core Team, 2015), предназначенных для статистической обработки. Детекция фиксаций проводилась при помощи алгоритма I-DT (dispersion threshold identification), минимальная продолжительность фиксации – 50 мс, макси-



мальная дисперсия – 40 точек ( $1^\circ$  при расстоянии до экрана 60 см). Такие параметры детекции были выбраны для обеспечения преемственности между актуальным исследованием и ранее проведенными схожими айтрекерными исследованиями. Анализировались такие параметры окуломоторной активности, как продолжительность и дисперсия фиксаций. Проводилось сопоставление данных характеристик для четырех режимов работы испытуемых, а также сопоставление режимов с малым и большим числом ошибочных выборов букв. Достоверность различий оценивалась при помощи Т-критерия Вилкоксона. Перед статистическим анализом производилось усреднение продолжительности фиксаций и их дисперсий для каждой введенной буквы. Таким образом, каждая введенная в процессе работы в ИМК-Р300 буква характеризовалась средней продолжительностью фиксаций в мс и средней дисперсией фиксаций в пикселях экрана.

### Результаты

Сравнительный анализ различных стимульных сред по окуломоторным характеристикам операторов свидетельствует о том, что: а) по дисперсии зрительных фиксаций достоверно различаются режимы «высокий контраст с обрамлением» и «высокий контраст без обрамления», 12,9 рх и 14,3 рх соответственно ( $p = 0,037$ ); б) по длительности фиксаций достоверно различаются режимы «низкий контраст без обрамления» и «высокий контраст без обрамления» 526 мс и 579 мс соответственно ( $p = 0,048$ ), «низкий контраст без обрамления» и «высокий контраст в обрамления» 526 мс и 641 мс соответственно ( $p = 0,001$ ).

Для сопоставления наиболее и наименее эффективных режимов стимуляции для каждого испытуемого отбирались две записи – с минимальным (эффективный режим для данного испытуемого) и максимальным (неэффективный режим для данного испытуемого) числом ошибочных вводов букв. Результаты испытуемых, которые показали одинаковую эффективность работы во всех предложенных режимах, в данный анализ включены не были. Следует отметить, что режимы с наибольшей и наименьшей эффективностью существенно различались у разных испытуемых. В большинстве случаев к эффективному относился один из режимов с высокой контрастностью подсветок, а к неэффективному – один из вариантов с низкой контрастностью. Было выявлено, что работа в эффективных режимах характеризуется меньшей дисперсией фиксаций, чем работа в неэффективных режимах – 12,5 рх и 15 рх соответственно ( $p = 0,037$ ). При этом достоверных различий в продолжительности фиксаций обнаружено не было.

В наших предыдущих работах были обнаружены достоверные количественные различия амплитуды компоненты N200, однако выявить взаимосвязь этой динамики с какими-либо другими показателями ЭЭГ или характеристиками работы испытуемых не удалось (Басюл, Каплан, 2014). Принято считать, что степень выраженности ранних компонент ПСС связана скорее с физическими параметрами среды, а не с особенностями работы оператора и величиной когнитивной нагрузки, как в случае с компонентой P300. Однако в исследовании связи параметров компоненты N200 с физическими параметрами визуальной среды ИМК-Р300 (Shishkin et al., 2009) было показано, что характеристики N200 остаются практически без изменений в широком диапазоне физических параметров (размеры стимулов, яркость, направление перепада яркости при подсветке и т. д.) визуальной среды ИМК-Р300. Вместе с тем, на материале работы оператора с ИМК-300 и в схожих стимульных ситуациях были получены данные об отрицательной корреляции основных управляющих компонент (N200 и P300) с рядом окуломоторных показателей (Басюл, 2016).



Результаты проведенных исследований свидетельствуют о том, что использование окуломоторных показателей является эффективным средством оптимизации стимульной среды ИМК-Р300. На первый взгляд более логичным кажется использование для этой цели не косвенных показателей работы зрительного внимания, а непосредственно амплитуд компонент Р300 и N200, однако, как было показано ранее (Басюл, Каплан, 2014), в случае работы в контуре ИМК-Р300 амплитуды данных компонент не достигают своих максимальных значений, а, следовательно, не могут служить надежным показателем оптимизации стимулов, в то время как окуломоторные показатели вполне могут являться индикаторами уровня оптимизации характеристик стимульной среды ИМК-Р300 для конкретного оператора. Можно предполагать, что подбор характеристик стимульной среды ИМК-Р300 на основе не только субъективных ощущений оператора (на начальных этапах такой показатель не может рассматриваться как информативный), но и по окуломоторным показателям позволит ускорить формирование стабильного навыка работы с ИМК-Р300, повысить общую эффективность работы, снизить утомляемость оператора. Кроме того, такая оптимизация работы оператора в стимульной среде позволит строить для каждого оператора более эффективные классификаторы, и, следовательно, будет способствовать повышению эффективности работы человека в контуре ИМК-Р300.

### Выводы

1. Выявлены показатели окуломоторной активности оператора интерфейса «мозг–компьютер» на волне Р300, коррелирующие с эффективностью работы оператора.

2. Полученные данные позволяют применять ряд показателей окуломоторной активности оператора для оптимизации стимульной среды интерфейса «мозг–компьютер» на волне Р300 для построения более стабильных и точных классификаторов, а также для ускорения формирования навыка у оператора, уменьшения его утомляемости.

#### Финансирование

Исследование осуществляется при поддержке РГНФ, проект № 15-36-01386 «Закономерности организации окуломоторной активности в среде интерфейс мозг-компьютер».

#### Литература

1. Барабанщиков В.А. Окуломоторные структуры восприятия. М.: Институт психологии РАН, 1997. 383 с.
2. Барабанщиков В.А., Жегалло А.В. Айттрекинг: методы регистрации движений глаз в психологических исследованиях и практике. М.: Когито-Центр, 2014 г. 128 с.
3. Барабанщиков В.А., Жегалло А.В. Регистрация и анализ направленности взгляда человека. М.: Институт психологии РАН, 2013 г. 323 с.
4. Басюл И.А. Электроэнцефалографические показатели и окуломоторная активность при работе в интерфейсе мозг–компьютер на волне Р300 // Процедуры и методы экспериментально-психологических исследований / Отв. ред. В. А. Барабанщиков. М.: Институт психологии РАН, 2016. С. 438–443.
5. Басюл И.А., Каплан А.Я. Изменения N200 и Р300 компонентов потенциалов, связанных с событиями, при варьировании условий внимания в системе Brain Computer Interface // Журнал высшей нервной деятельности имени И.П. Павлова. М.: Наука, 2014. № 2 (64). С. 159–166.
6. Ганин И.П., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер на основе волны Р300: предъявление комплексных стимулов «подсветка + движение» // Журнал высшей нервной деятельности имени И.П. Павлова. М.: Наука, 2014. № 2(64). С. 32–40.
7. Ганин И.П., Шишкин С.Л., Кочетова А.Г., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер «на волне Р300»: исследование эффекта номера стимулов в последовательности их предъявления // Физиология человека. 2012. № 38(2). С. 5–13.



8. *Каплан А.Я., Кочетова А.Г., Шишкин С.Л., Басюл И.А., Ганин И.П., Васильев А.Н., Либуркина С.П.* Экспериментально-теоретические основания и практические реализации технологии интерфейса мозг-компьютер // Бюл. Сиб. медицины. 2013. № 12(2). С. 21–29.
9. *Михайлова Е.С., Чичеров В.А., Птушенко И.А., Шевелев И.А.* Пространственный градиент волны P300 зрительного вызванного потенциала мозга человека в модели нейрокомпьютерного интерфейса // Журн. высш. нерв. деят. 2008. № 58(3). С. 302–308.
10. *Bianchi L., Sami S., Hikkerbrand A., Fawcett I.P., Quitadamo L.R., Seri S.* Which physiological components are more suitable for visual ERP based brain-computer interface? A preliminary MEG/EEG study // Brain Topogr. 2010. № 23. P. 180–185. doi: 10.1007/s10548-010-0143-0
11. *Blankertz B., Tangermann M., Vidaurre C., Fazli S., Sannelli C., Haufe S., Maeder C., Ramsey L., Sturm I., Curio G., Müller K.R.* The Berlin Brain-Computer Interface: Non-Medical Uses of BCI Technology // Front Neurosci. 2010. № 4. P. 198–210. doi: 10.3389/fnins.2010.00198
12. *Brunner P., Joshi S., Briskin S., Wolpaw J.R., Bischof H., and Schalk G.* Does the “P300” Speller Depend on Eye Gaze? // J. Neural Eng. 2010. № 7(5). P. 056013. doi: 10.1088/1741-2560/7/5/056013
13. *Cipresso P., Meriggi P., Carelli L., Solca F., Meazzi D., Poletti B., Lule D., Ludolph A.C., Giuseppe R., Silani V.* The combined use of Brain Computer Interface and Eye-Tracking technology for cognitive assessment in Amyotrophic Lateral Sclerosis // Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth). Dublin, Ireland, 2011. P. 320–324.
14. *Domínguez-Martínez E., Parise E., Strandvall T., Reid V.M.* The Fixation Distance to the Stimulus Influences ERP Quality: An EEG and Eye Tracking N400 Study // PLoS ONE. 2015. Vol. 10(7): e0134339. doi:10.1371/journal.pone.0134339.
15. *Farwell L.A., Donchin E.* Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials // EEG a. Clin. Neurophysiol. 1988. № 70. P. 510–523.
16. *Frisoli A., Loconsole C., Leonardi D., Banno F., Barsotti M., Chisari C., Bergamasco M.* A New Gaze-BCI-Driven Control of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation in Real-World Tasks // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews). 2012. Vol. 42. P. 1169–1179.
17. *Gneo M., Severini G., Conforto S., Schmid M., D’Alessio T.* Towards a brain-activated and eye-controlled wheelchair // Inter. J. of Bioelectromagnetism, 2011. Vol. 13. № 1. P. 44–45. doi: 10.1186/1743-0003-11-7
18. *Kaplan A.Ya., Lim J.J., Jin K.S., Park B.W., Byeon J.G., Tarasova S.U.* Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain-computer interface based on color perception // Intern. J. Neurosci. 2005. № 115. P. 781–802.
19. *Kaplan A.Ya., Shishkin S.L., Ganin I.P., Basyul I.A., Zhigalov A.Y.* Adapting the P300-based brain-computer interface for gaming: a review // IEEE Trans. on Comput. Intelligence and AI in Games. 2013. № 5(2). P. 141–149. doi: 10.1109/TCIAIG.2012.2237517
20. *Kaufmann T., Hammer E. M., Kubler A.* ERPs Contributing to Classification in the “P300” BCI // Proceedings of the Fifth International BCI Conference. Graz, Austria, 22–24 September. 2011. P. 136–139.
21. *Kim B.H., Kim M., Jo S.* Quadcopter flight control using a low-cost hybrid interface with EEG-based classification and eye tracking // Computers in Biology and Medicine. 2014. Vol. 51. P. 82–92. doi: 10.1016/j.combiomed.2014.04.020
22. *Kleih S.C., Kaufmann T., Zickler C., Halder S., Leotta F., Cincotti F., Aloise F., Riccio A., Herbert C., Mattia D., Kübler A.* Out of the frying pan into the fire—the P300-based BCI faces real-world challenges // Prog. Brain Res. 2011. № 194. P. 27–46. doi: 10.1016/B978-0-444-53815-4.00019-4
23. *Krusienski D.J., Sellers E.W., McFarland D.J., Vaughan T.M., Wolpaw J.R.* Toward enhanced P300 speller performance // J. Neurosci. Methods. 2008. № 167. P. 15–21. doi: 10.1016/j.jneumeth.2007.07.017
24. *Lee E.C., Woo J.C., Kim J.H., Whang M., Park K.R.* A brain-computer interface method combined with eye tracking for 3D interaction // J. Neurosci. Methods. 2010. № 190(2). P. 289–298. doi: 10.1016/j.jneumeth.2010.05.008
25. *Mak J.N, Arbel Y., Minett J.W., McCane L.M., Yuksel B., Ryan D., Thompson D., Bianchi L., Erdogmus D.* Optimizing the P300-based brain-computer interface: current status, limitations and future directions // J. Neural Eng. 2011. № 8. P. 025–033. doi: 10.1088/1741-2560/8/2/025003
26. *McCullagh P., Galway L., Lightbody G.* Investigation into a Mixed Hybrid Using SSVEP and Eye Gaze for Optimising User Interaction within a Virtual Environment / Eds. C. Stephanidis and M. Antona. UAH-CI/HCI 2013. Part I. LNCS 8009. P. 530–539. doi: 10.1007/978-3-642-39188-0\_57



27. Nicoletis M.A. Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits // Nat. Rev. Neurosci. 2003. № 4(5). P. 417–422.
28. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing [Электронный ресурс] // R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. 2015. URL: <http://www.R-project.org/>.
29. Sellers E.W., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. A brain-computer interface for long-term independent home use // Amyotroph. Lateral Scler. 2010. № 11. P. 449–455. doi: 10.3109/17482961003777470
30. Shishkin S.L., Ganin I.P., Basyul I.A., Zhigalov A.Y., Kaplan A.Y. N1 wave in the P300 BCI is not sensitive to the physical characteristics of stimuli // J. Integr Neurosci. 2009. Vol. 8. № 4. P. 471–485.
31. Vidal J.J. Real-time detection of brain events in EEG // IEEE Proc. 1977. № 65. P. 633–641. doi: 10.1109/PROC.1977.10542
32. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M. Brain-computer interfaces for communication and control // Clin. Neurophysiol. 2002. № 113. P. 767–791.
33. Wolpaw J.R., McFarland D.J., Neat G.W., Forneris C.A. An EEG-based brain-computer interface for cursor control // EEG a. Clin. Neurophysiol. 1991. № 78(3). P. 252–259.
34. Zander T.O., Gaertner M., Kothe C., Vilimek R. Combining Eye Gaze Input with a Brain-Computer Interface for touchless Human-Computer Interaction // International journal of human-computer interaction. 2011. № 27(1). P. 38–51. doi: 10.1080/10447318.2011.535752

## OCULOMOTOR ACTIVITY PARAMETERS OF THE OPERATOR IN THE P300 BCI WITH VARIATING STIMULUS SITUATIONS

**BASYUL I.A.\***, *Moscow institute of psychoanalysis, Moscow, Russia,*  
*e-mail: ivbasul@gmail.com*

We tested the hypotheses about the correlation of visual environment properties in the BCI P300 with oculomotor activity and operator efficiency. We varied level of stimulus intensification and the frame surrounding the stimulus elements. So we had four situation: 1) low contrast, without frame; 2) low contrast, with frame; 3) high contrast, without frame; 4) high contrast, with frame. 12 subjects participated. Our study showed that visual environment which provides lowest level of operator's errors and so the highest efficiency of the BCI P300 workflow combined with lowest fixation dispersion and highest fixation duration. However, various subjects demonstrated the highest level of the efficiency at the different visual environments. We did not define the best type of the visual environment for the most efficient BCI P300 workflow. This results demonstrate the opportunity to use the eyetracking for optimization visual environment of the BCI P300 for most efficient and comfort operator's workflow.

**Keywords:** brain-computer interface, eyetracking, event-related potentials, P300 wave, visual attention, N200 wave.

---

### *Funding*

The study was funded by RFH, grant 15-36-01386 "Consistent pattern of organization oculomotor activity in an environment of brain-computer interface".

### **For citation:**

Basyul I.A. Oculomotor activity parameters of the operator in the P300 brain-computer interface with varying stimulus situations. *Экспериментальная психология = Experimental psychology (Russia)*, 2017, vol. 10, no. 1, pp. 129–138. doi:10.17759/exppsy.2017100109

\* *Basyul I.A.* Specialist in teaching methods, Moscow institute of psychoanalysis. E-mail: ivbasul@gmail.com



## References

1. Barabanshikov V.A. *Okulomotomnye struktury vospriyatiya* [Oculomotor structures of the perception]. Moscow, Institute of psychology RAS Publ., 1997. 383 p. (In Russ.).
2. Barabanshikov V.A., Zhegallo A.V. *Aitrekning: metody registratsii dvizhenii glaz v psikhologicheskikh issledovaniyakh i praktike* [Eyetracking: registration methods for eye movements in psychological studies and practice]. Moscow, Cogito-Centr Publ., 2014. 128 p. (In Russ.).
3. Barabanshikov V.A., Zhegallo A.V. *Registratsiya i analiz napravlenosti vzora cheloveka* [Registration and analysis of the human gaze]. Moscow, Institute of psychology RAS Publ., 2013. 323 p. (In Russ.).
4. Basyul I.A. Elektroehncefalograficheskie pokazateli i okulomotorная aktivnost' pri rabote v interfejsе mozg-komp'yuter na volne R300 [EEG characteristics and oculomotor activity in the BCI-P300]. In Barabanshikov V.A. (ed.), *Procedury i metody ehksperimental'no-psihologicheskikh issledovaniy* [The procedures and methods of the experimental psychological studies]. Moscow, Institute of Psychology RAS Publ., 2016, pp. 438–443 (In Russ.).
5. Basyul I.A., Kaplan A.Ya. Izmeneniya N200 i P300 komponentov potentsialov, svyazannykh s sobyitiyami, pri var'irovaniі uslovii vnimaniya v sisteme Brain Computer Interface [Changes in the N200 and P300 Components of Event-Related Potentials on Variations in the Conditions of Attention in a Brain-Computer Interface System]. *Zh Vyssh New Deiat IP Pavlova*, Moscow, 2014, no. 2 (64), pp. 159–166 (In Russ., abstract in Engl.).
6. Bianchi L., Sami S., Hikkerbrand A., Fawcett I.P., Quitadamo L.R., Seri S. Which physiological components are more suitable for visual ERP based brain-computer interface? A preliminary MEG/EEG study. *Brain Topogr*, 2010, no. 23, pp. 180–185. doi: 10.1007/s10548-010-0143-0
7. Blankertz B., Tangermann M., Vidaurre C., Fazli S., Sannelli C., Haufe S., Maeder C., Ramsey L., Sturm I., Curio G., Muller K.R. The Berlin Brain-Computer Interface: Non-Medical Uses of BCI Technology. *Front Neurosci*, 2010, no. 4, p. 198. doi: 10.3389/fnins.2010.00198
8. Brunner P., Joshi S., Briskin S., Wolpaw J.R., Bischof H., and Schalk G. Does the “P300” Speller Depend on Eye Gaze? *J Neural Eng*, 2010, vol. 7, no. 5, pp. 056013. doi: 10.1088/1741-2560/7/5/056013
9. Cipresso R., Meriggi P., Carelli L., Solca E., Meazzi D., Poletti B., Lule D., Ludolph A.C., Giuseppe R., Silani V. The combined use of Brain Computer Interface and Eye-Tracking technology for cognitive assessment in Amyotrophic Lateral Sclerosis. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PewasiveHealth)*, Dublin, Irland, 23–26 May 2011, pp. 320–324.
10. Donfinguez-Marrinez E., Parise E., Strandvall T., Reid V.M. The Fixation Distance to the Stimulus Influences ERP Quality: An EEG and Eye Tracking N400 Study. *PLoS ONE*. 2015, vol. 10, no. 7, pp. e0134339. doi: 10.1371/journal.pone.0134339
11. Farwell L.A., Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *EEG a. Clin. Neurophysiol*, 1988, no. 70, pp. 510–523.
12. Frisoli A., Loconsole C., Leonardi D., Banno E., Barsotti M., Chisari C., Bergamasco M. A New Gaze-BCI-Driven Control of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation in Real-World Tasks. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews*, 2012, no. 42, pp. 1169–1179.
13. Ganin I.P., Shishkin S.L., Kochetova A.G., Kaplan A.Ya. Interfeis mozg-komp'yuter «na volne P300»: issledovanie efekta nomera stimulov v posledovatel'nosti ikh pred'yavleniya [The P300-based brain-computer interface: the effect of the stimulus position in a stimulus train], *Fiziologiya cheloveka* [Human Physiology], 2012, no. 38 (2), pp. 5–13 (In Russ., abstract in Engl.).
14. Gneo M., Severini G., Conforto S., Schmid M., D'Alessio T. Towards a brain-activated and eye-controlled wheelchair. *Inter. J. of Bioelectromagnetism*, 2011, vol. 13, no. 1, pp. 44–45. doi: 10.1186/1743-0003-11-7
15. Kaplan A.Ya., Kochetova A.G., Shishkin S.L., Basyul I.A., Ganin I.P., Vasil'ev A.N., Liburkina S.P. Eksperimental'no-teoreticheskie osnovaniya i prakticheskie realizatsii tekhnologii interfeis mozg-komp'yuter [Experimental and theoretical foundations and practical implementation of brain-computer interface technology]. *Bulleten Sibirskoy Meditsini* [Bulletin of Siberian medicine], 2013, no. 12 (2), pp. 21–29 (In Russ.).
16. Kaplan A.Ya., Lim J.J., Jin K.S., Park B.W., Byeon J.G., Tarasova S.U. Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain-computer interface based on color perception. *Intern. J. Neurosci*, 2005, no. 115, pp. 781–802.
17. Kaplan A.Ya., Shishkin S.L., Ganin I.P., Basyul I.A., Zhigalov A.Y. Adapting the P300-based brain-com-



- puter interface for gaming: a review. *IEEE Trans, on Comput. Intelligence and Alin Games*, 2013, vol. 5, no. 2, pp. 141–149. doi: 10.1109/TCIAIG.2012.2237517
18. Kaufmann T., Hammer E. M., Kubler A. ERPs Contributing to Classification in the “P300” BCI. *Proceedings of the Fifth International BCI Conference*, Graz, Austria, 22-24 September 2011, pp. 136–139.
19. Kim B.H., Kim M., Jo S. Quadcopter flight control using a low-cost hybrid interface with EEG-based classification and eye tracking. *Computers in Biology and Medicine*, 2014, vol. 51, pp. 82–92. doi: 10.1016/j.compbiomed.2014.04.020
20. Kleih S.C., Kaufmann T., Zickler C., Haider S., Leotta E, Cincotti E, Aloise E, Riccio A., Herbert C., Mattia D., Kubler A. Out of the frying pan into the fire – the P300-based BCI faces real-world challenges. *Prog. Brain Res*, 2011, vol. 194, pp. 27–46. doi: 10.1016/B978-0-444-53815-4.00019-4
21. Krusienski D.J., Sellers E.W., McFarland D.J., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. Toward enhanced P300 speller performance. *J Neurosci. Methods*, 2008, vol. 167, pp. 15–21. doi: 10.1016/j.jneumeth.2007.07.017
22. Lee E.C., Woo J.C., Kim J.H., Whang M., Park K.R. A brain-computer interface method combined with eye tracking for 3D interaction. *J Neurosci Methods*, 2010, vol. 190, no. 2, pp. 289–298. doi: 10.1016/j.jneumeth.2010.05.008
23. Mak J.N, Arbel Y., Minett J.W., McCane L.M., Yuksel B., Ryan D., Thompson D., Bianchi L., Erdogmus D. Optimizing the P300-based brain-computer interface: current status, limitations and future directions. *J Neural Eng*, 2011, vol. 8, pp. 025–033. doi: 10.1088/1741-2560/8/2/025003
24. McCullagh P., Galway L., Lightbody G. Investigation into a Mixed Hybrid Using SSVEP and Eye Gaze for Optimising User Interaction within a Virtual Environment. In C. Stephanidis and M. Antona (eds.), *UAHCI/HCI*, 2013, Part I, LNCS 8009, pp. 530–539. doi: 10.1007/978-3-642-39188-0\_57
25. Mikhailova E.S., Chicherov V.A., Ptushenko I.A., Shevelev I.A. Prostranstvennyi gradient volny P300 zritel'nogo vyzvannogo potentsiala mozga cheloveka v modeli neurokomp'yuternogo interfeisa [Spatial Gradient of P300 Area in the Brain-Computer Interface Paradigm], *Zh Vyssh Nerv Deiat Im IP Pavlova*, 2008, no. 58 (3), pp. 302–308 (In Russ.),
26. Nicolelis M.A. Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits. *Nat. Rev. Neurosci*, 2003, vol. 4, no. 5, pp. 417–422.
27. R Core Team. *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2015. URL: <http://www.R-project.org/>.
28. Sellers E.W., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotroph. Lateral Scler*, 2010, vol. 11, pp. 449–455. doi: 10.3109/17482961003777470
29. Shishkin S.L., Ganin I.P., Basyul I. A., Zhigalov A.Y., Kaplan A.Y. N1 wave in the P300 BCI is not sensitive to the physical characteristics of stimuli. *J Integr Neurosci*, 2009, vol. 8, no. 4, pp. 471–485.
30. Vidal J.J. Real-time detection of brain events in EEG. *IEEE Proc*, 1977, vol. 65, pp. 633–641. doi: 10.1109/PROC.1977.10542
31. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin. Neurophysiol*, 2002, vol. 113, pp. 767–791.
32. Wolpaw J.R., McFarland D.J., Neat G.W., Fomeris C.A. An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *EEG a. Clin. Neurophysiol*, 1991, vol. 78, no. 3, pp. 252–259.
33. Zander T.O, Gaertner M., Kothe C., Vilimek R. Combining Eye Gaze Input with a Brain-Computer Interface for touchless Human-Computer Interaction. *International journal of human-computer interaction*, 2011, vol. 27, no. 1, pp. 38–51. doi: 10.1080/10447318.2011.535752