



ПАРАМЕТРЫ ОКУЛОМОТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ОПЕРАТОРА В ИНТЕРФЕЙСЕ «МОЗГ-КОМПЬЮТЕР» НА ВОЛНЕ Р300 И В АНАЛОГИЧНЫХ СТИМУЛЬНЫХ СИТУАЦИЯХ

БАСЮЛ И. А.*, *Московский институт психоанализа; Институт психологии РАН, Москва, Россия,*
e-mail: ivbasul@gmail.com

Проверялась гипотеза о взаимосвязи изменений процессов зрительного восприятия, отражающихся в характеристиках окулomotorной активности, с вариациями выполняемой задачи в идентичной стимульной среде. Были протестированы следующие варианты задач: 1) простое наблюдение за подсветками целевого символа; 2) наблюдение с подсчетом числа этих подсветок и контролем успешности этой работы; 3) наблюдение за подсветками целевого символа с выводом его на экран в каждом случае успешной детекции внимания испытуемого к этому символу по ЭЭГ в контуре интерфейса «мозг-компьютер». На группе из 14 человек показано, что наибольшая средняя продолжительность зрительных фиксаций и наименьшая дисперсия этих фиксаций наблюдаются для второго типа задачи. Статистически достоверные различия уровня дисперсии зрительных фиксаций обнаружены между режимами 1–2 и 1–3; различия между этими же режимами по длительности фиксаций находятся на уровне тенденций. Значимых отличий по количеству зрительных фиксаций на целевых элементах обнаружено не было. По итогам проведенной работы делается вывод о перспективности методики сопряжения интерфейса мозг-компьютер на волне Р300 с айтрекингом для оптимизации характеристик стимульной среды ИМК с целью формирования наиболее оптимальных условий привлечения зрительного внимания к элементам ИМК. Показаны различия в параметрах окулomotorной активности между работой испытуемых в контуре ИМК и аналогичных задачах, но без контура обратной связи по компонентам ЭЭГ, отражающим уровень концентрации внимания на целевых элементах ИМК.

Ключевые слова: интерфейс мозг-компьютер, вызванные потенциалы, Р300, зрительное внимание, человек-оператор, N200, айтрекинг.

Введение

Возможность использования характеристик ЭЭГ в качестве командных сигналов для управления внешними исполнительными устройствами от курсора на компьютерном мониторе до буквопечатающих и робототехнических устройств в настоящее время не вызывает сомнений (Karlan et al., 2005; 2013; Wolpaw et al., 2002). Становятся очевидными и возможные области применения интерфейсов «мозг-компьютер» (ИМК) в различных сферах жизни человека: для помощи пациентам с критическими нарушениями двигательной системы (Kleih et al., 2011; Sellers et al., 2010; Wolpaw et al., 2002); в реабилитационной медицине для восстановления временно нарушенных двигательных функций у человека, например, после инсульта (Do et al., 2012); для тренажеров способности концентрации внима-

Для цитаты:

Басюл И. А. Параметры окулomotorной активности оператора в интерфейсе «мозг-компьютер» на волне Р300 и в аналогичных стимульных ситуациях // *Экспериментальная психология.* 2015. Т. 8. № 4. С. 134–144. doi:10.17759/exppsy.2015080410

**Басюл И. А.* Научный сотрудник, лаборатория экспериментальной и практической психологии, Московский институт психоанализа; инженер-исследователь, лаборатория познавательных процессов и математической психологии, Институт психологии РАН. E-mail: ivbasul@gmail.com.



ния и контроля двигательной активности (Blankertz et al., 2010); для расширения функций здорового человека и при ампутациях конечностей (Blankertz et al., 2010; Nicoletis, 2003); а также для встраивания в индустриальные системы.

Существуют различные подходы к разработке ИМК, среди которых одним из лучших по скорости и точности управления является так называемый ИМК на «волне P300», или ИМК-P300 (Farwell, Donchin, 1988). В основе ИМК-P300 лежит анализ когнитивной компоненты вызванного потенциала мозга, волны P300, которая имеет тенденцию к увеличению при предъявлении ожидаемого оператором стимула в общем ряду стимулов. Таким образом, в контуре ИМК-P300 оператор может выбрать ту или иную команду простым фокусированием внимания на нужном стимуле. При этом детекция сделанного человеком выбора основывается на сопоставлении реакций мозга на разные стимулы: более высокая амплитуда волны P300 (Ганин и др., 2012; Каплан и др., 2013; Михайлова и др., 2008; Farwell, Donchin, 1988; Mak et al., 2011; Wolpaw et al., 2002) на определенный стимул указывает на то, что именно данный стимул находится в центре внимания оператора и является командным на данный момент. В последние годы показано, что значительный вклад в распознавание фокуса внимания человека могут вносить и другие компоненты 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), учет которых в алгоритмах детекции еще более повышает эффективность ИМК-P300.

Вместе с тем отмечается недостаточная эргономичность пользовательского интерфейса ИМК-P300, что является одним из сдерживающих факторов для широкого внедрения в практику данного типа ИМК, и делаются попытки решения этой проблемы путем, например, совмещения подсветок элементов на мониторе с их движением (Ганин, Каплан, 2014). Основная цель такого рода модификаций в том, чтобы улучшить автоматическое привлечение внимания оператора к стимульным элементам ИМК-P300. Потенциально это позволит улучшить стабильность внимания оператора на командных элементах, а также увеличит устойчивость работы ИМК к внешним неконтролируемым стимулам, которые могут отвлекать оператора, тем самым уменьшая надежность работы ИМК. Для формирования наилучших условий автоматического привлечения внимания оператора в такой среде необходимо создать условия стимуляции, в которых механизмы непроизвольного зрительного внимания смогут хорошо «зацепиться» за стимульные элементы ИМК-P300. Данная задача требует выяснения особенностей зрительного внимания оператора в данном типе ИМК, зависимость его характеристик от параметров стимульной среды ИМК. Одним из путей решения поставленной задачи является сопряжение ИМК-P300 и методики видеорегистрации направленности взора (айтрекинг) как подхода к изучению процессов зрительного восприятия (Барабанщиков, 1997).

Сопряжения айтрекинга с той или иной разновидностью ИМК чаще всего производится с целью создания дополнительного канала управления помимо ЭЭГ, причем применяться такое сопряжение может в самых разных ситуациях: от виртуальных 3D-приложений и управления квадрокоптером до применения в работе с пациентами, страдающими боковым амиотрофическим склерозом или перенесшими инсульт (Lee et al., 2010; Gneo et al., 2011; Zander et al., 2011; Frisoli et al., 2012; McCullagh et al., 2013; Kim et al., 2014). Необходимость такого сопряжения обычно вызвана малым числом команд, доступных для выбора оператору ИМК, например, в большинстве реализаций ИМК на основе представления движений одновременно доступно не более трех–четырёх команд. В такой



ситуации дополнительный канал управления будет полезен. Либо, если у человека имеются какие-либо поражения ЦНС, для него может быть весьма затруднительно управлять системой ИМК, и в такой ситуации любой дополнительный канал передачи команд, а это, фактически, те или иные намерения такого пациента, может существенно улучшить надежность работы ИМК.

Другая часть исследователей производит сопряжение систем ИМК с айтрекингом для минимизации артефактов в ЭЭГ от движений глаз (Plöchl et al., 2012), либо когда требуется анализ работы ИМК, где оператор в силу различных причин не может зафиксировать взгляд на определенном командном элементе ИМК (Aloise et al., 2006). Айтрекинг позволяет более детально, чем популярный метод электрокулограммы, проанализировать характер движений глаз, что создает благоприятные условия для более точного и аккуратного удаления артефактов от движений глаз из ЭЭГ.

Еще одной целью сопряжения ИМК с айтрекингом является анализ внутренней структуры управляющих компонент ЭЭГ, а также взаимосвязь характеристик этих компонент с различными параметрами стимульной среды, с которой работает оператор, или характером деятельности оператора. Так, например, было показано, что при работе в ИМК-Р300 появление компоненты Р300 связано с привлечением внимания оператора к одному из элементов стимульной среды, а ранние зрительные компоненты, в частности N200, связаны с объектами, на которые непосредственно направлен взор оператора (Brunner et al., 2010). Даже если эти объекты совпадают, как происходит в большинстве случаев в ИМК-Р300, характеристики стимульной среды и особенности выполняемой оператором задачи, обуславливающие появление компонент Р300 и N200, будут, в силу разной природы этих потенциалов, различными. Соответственно, для достижения наилучших характеристик данного ИМК следует создать условия, в которых будет хорошо проявляться не только компонента Р300, но и N200. И если для компоненты Р300 известны особенности задачи и стимульной среды, обуславливающие латентность и амплитуду этой компоненты, то для N200 достоверно определены условия его появления – нахождение целевого элемента в центральной области зрительного поля оператора. Взаимосвязь компоненты N200 с характеристиками стимульной среды, особенностями процессов восприятия или характера деятельности оператора изучены слабо (Басюл, Каплан, 2014). При этом для некоторых зрительных ПСС известно, что при удалении зрительных фиксаций от целевого объекта происходит снижение амплитуды этих ПСС (Domínguez-Martínez et al., 2015), т. е. применение айтрекинга в определенных ситуациях действительно может пролить свет на взаимосвязь тех или иных изменений в характеристиках ПСС с процессами восприятия. Глубокое и детальное изучение этих взаимосвязей позволит выявить в ЭЭГ новые корреляты процессов восприятия, а также динамику этих процессов. Кроме того, это будет способствовать разработке высоко эргономичных версий ИМК-Р300, которые смогут найти более широкое практическое применение, нежели существующие реализации.

Нами было проведено пилотное исследование сопряжения ИМК-Р300 с методикой айтрекинга, в ходе которого были выявлены некоторые особенности окулomotorной активности оператора при работе в данном ИМК и аналогичных стимульных средах. Новизна в методологическом плане заключается в объединении психофизиологической парадигмы интерфейса мозг-компьютер и методик регистрации направленности взора человека (Барабанщиков, Жегалло, 2013; 2014) как подхода к изучению процессов восприятия (Барабанщиков, 1997).



Методика

Аппаратной платформой оригинальной реализации ИМК-Р300 стал 8-канальный электроэнцефалограф производства компании «МОВИКОМ», частота оцифровки сигнала – 500 Гц. Регистрация направленности взгляда осуществлялась при помощи установки SMI HiSpeed, скорость видеорегистрации направленности взгляда – 500 кадров в секунду при пространственном разрешении 0,25–0,5°. Программной платформой послужила среда Python 2.5 с набором модулей для высокоточного предъявления стимулов на экране монитора и скоростной онлайн-обработки ЭЭГ-данных для обеспечения надлежащей скорости работы ИМК. Сопряжение ИМК с системой регистрации направления взгляда было выполнено на основе Ethernet-соединения компьютеров, выполнявших соответствующие процессы.

Тест-объектом послужила матрица символов, содержащая буквы и служебные символы (рис. 1). Строки и столбцы матрицы ритмично выделялись подсветками; длительность подсветок составляла 180 мс; интервал между окончанием одной подсветки и началом следующей – 100 мс. Подсветки объединялись в циклы так, что в каждом цикле каждый столбец и каждая строка подсвечивались по 5 раз в случайной последовательности.

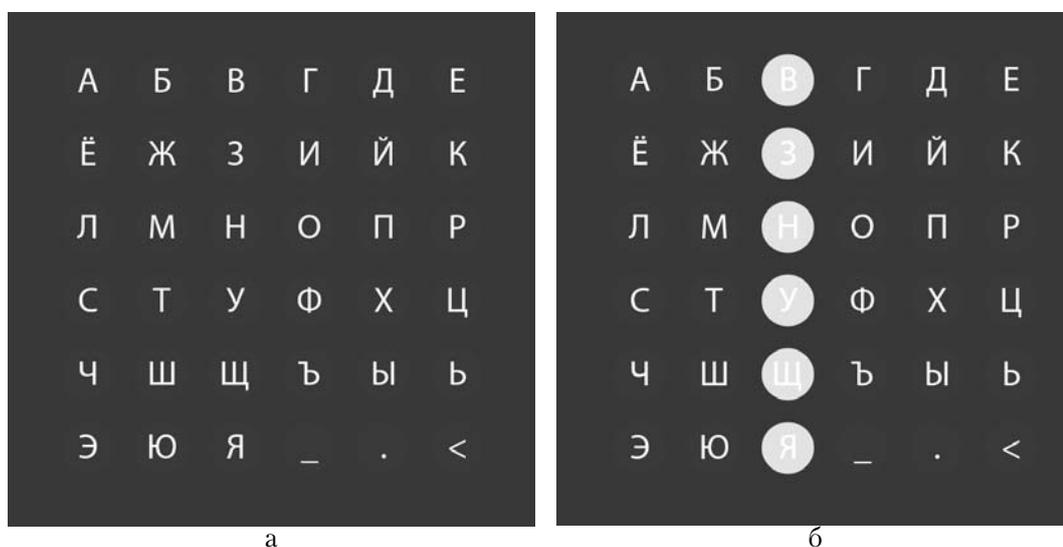


Рис. 1. Таблица символов, с которой работали испытуемые: а) таблица без подсветок; б) таблица с подсвеченным столбцом

В ходе эксперимента задание для испытуемых формулировалось в виде трех различных инструкций: 1) «Смотреть на целевой символ и стараться не смотреть на остальные», далее – «Наблюдение»; 2) «Подсчитать количество подсветок, попавших на целевой символ», далее – «Счет»; 3) «Напечатать, работая в системе ИМК, целевое слово», далее – «Печать». Результат работы испытуемых с инструкцией «Наблюдение» никак не контролировался, по итогам работы с инструкцией «Счет» испытуемый сообщал количество подсчитанных подсветок целевого символа, а результатом работы с инструкцией «Печать» был успешный или неуспешный ввод при помощи ИМК целевого слова.

Процедура. В начале эксперимента все испытуемые работали с инструкцией «Наблюдение». Экспериментатор сообщал целевой символ из представленного на экране



набора, после чего включались подсветки. После завершения цикла подсветок (по 5 подсветок каждой строки и столбца) экспериментатор сообщал следующий целевой символ, и вновь включались подсветки. Таким образом, испытуемый работал с девятью целевыми символами с данной инструкцией. В следующем блоке экспериментатор вновь задавал целевой символ, но испытуемый должен был работать с инструкцией «Счет», сообщая после каждого цикла подсветок количество замеченных подсветок целевого символа. После отчета испытуемого экспериментатор давал новый целевой символ, и испытуемый продолжал работу. Всего с данной инструкцией испытуемому предлагалось работать с девятью символами. Третий блок в значительной степени похож на второй, испытуемые точно так же наблюдали и подсчитывали количество подсветок целевых символов, но критерием успешности здесь был уже не подсчет числа подсветок, а корректная детекция алгоритмами ИМК элемента, на котором было сосредоточено внимание испытуемого. Результат работы этих алгоритмов представлялся в виде вывода детектированного символа в контрольную строку на экране. В итоге испытуемые должны были напечатать целевое слово «Исследование». В данном режиме испытуемые включали подсветки самостоятельно по готовности при помощи компьютерной мыши. Таким образом, испытуемый буква за буквой набирал слово, которое, согласно инструкции, должно было совпадать с целевым.

Блок с инструкцией «Наблюдение» всегда шел первым, в начале эксперимента. Блоки «Счет» и «Печать» менялись местами: у восьми испытуемых первым шел блок «Счет», у шести испытуемых блок «Печать» шел перед блоком «Счет».

Испытуемые. В исследовании приняли участие 14 испытуемых от 18 до 25 лет: студенты московских вузов с нормальным или скорректированным до нормального зрением.

Обработка данных. Данные обрабатывались в свободно распространяемой программной среде Python 2.7.3, а также в среде статистической обработки R (R Core Team, 2015). Детекция фиксаций проводилась с использованием алгоритма I-DT (dispersion threshold identification), минимальная продолжительность фиксации – 50 мс, максимальная дисперсия – 40 точек (1° при расстоянии до экрана 60 см). Данные параметры были выбраны для обеспечения преемственности с ранее проведенными айтрекерными исследованиями и сопоставимости результатов. Анализировалось общее количество фиксаций за время работы с целевыми символами, а также продолжительность и дисперсия фиксаций. Проводилось сопоставление данных характеристик для трех режимов работы испытуемых: «Наблюдение», «Счет» и «Печать». Достоверность различий оценивалась при помощи T-критерия Вилкоксона.

Результаты

Значимых отличий по количеству фиксаций за время работы с целевыми символами между режимами работы не обнаружено.

По длительности фиксаций на уровне тенденции наблюдаются различия между режимами «Наблюдение» и «Счет»: 61,5 мс и 63,4 мс соответственно ($p = 0,057$). Также на уровне тенденции различаются по длительности фиксаций режимы «Счет» и «Печать»: 63,4 мс и 59,9 мс соответственно ($p = 0,095$).

По дисперсии фиксаций наблюдаются достоверные различия между режимами «Наблюдение» и «Счет»: 2,6 пикселя и 2,4 пикселя соответственно ($p = 0,047$); и «Наблюдение» и «Печать»: 2,6 пикселя и 2,4 пикселя соответственно ($p = 0,042$).



Электроэнцефалографические данные, а также данные по взаимосвязи характеристик ЭЭГ и окуломоторной активности в настоящее время находятся на стадии обработки. Однако уже сейчас можно говорить, что имеющиеся данные хорошо согласуются с результатами, полученными в аналогичном эксперименте, но без сопряжения с регистрацией движений глаз (Басюл, Каплан, 2014). В предыдущем эксперименте впервые были получены статистически достоверные количественные различия в уровне выраженности компоненты N200, однако проследить взаимосвязь этой динамики с какими-либо другими объективными показателями работы испытуемых не удалось. В предыдущих работах, исследовавших связь параметров компоненты N200 с физическими характеристиками стимульной среды (Shishkin et al., 2009), было показано, что параметры N200 практически не меняются в широком диапазоне физических характеристик (размеры стимулов, яркость, перепад яркости при подсветке и т. д.) стимульной среды, хотя считается, что выраженность ранних компонент вызванного потенциала связана именно с физическими характеристиками стимулов, а не с особенностями деятельности человека и уровнем когнитивной нагрузки, как в случае P300. Выявленные различия между режимами работы в длительности фиксаций и их дисперсии указывают на различный уровень концентрации зрительного внимания относительно целевых элементов ИМК-Р300, что хорошо согласуется с ранее полученными ЭЭГ-данными (Басюл, Каплан, 2014). Кроме того, можно предполагать, что в дальнейшем будет обнаружено отражение в характеристиках окуломоторной активности процессов формирования и закрепления навыка работы с ИМК-Р300, что может быть использовано для разработки методик более быстрого и эффективного обучения работе с ИМК-Р300, а также для оптимизации стимульной среды таким образом, чтобы обеспечивать наилучшие условия привлечения автоматического зрительного внимания оператора. Дальнейшее развитие данного направления – анализ динамики процессов восприятия оператора ИМК-Р300 через сопряжение ИМК с айтрекингом – позволит уточнить полученные данные и, вероятно, выявить новые закономерности формирования навыка работы в подобных системах.

Выводы

1. Разработан оригинальный программно-аппаратный комплекс сопряженной регистрации ЭЭГ и направленности взгляда оператора в контуре ИМК-Р300, позволяющий анализировать характеристики ЭЭГ в связи с организацией окуломоторной активности оператора.
2. Полученные различия в длительности и дисперсии зрительных фиксаций между различными режимами работы указывают на различную динамику процессов зрительного восприятия в протестированных режимах работы, несмотря на полную идентичность стимульных сред и высокую схожесть выполняемых испытуемыми заданий.

Финансирование

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



Литература

1. Барбанищikov В.А. Окуломоторные структуры восприятия. М.: Издательство «Институт психологии РАН», 1997. 383 с.
2. Барбанищikov В.А., Жегалло А.В. Айтрекинг: методы регистрации движений глаз в психологических исследованиях и практике. М.: Когито-Центр, 2014. 128 с.
3. Барбанищikov В.А., Жегалло А.В. Регистрация и анализ направленности взгляда человека. М.: Институт психологии РАН, 2013. 323 с.
4. Басюл И.А., Каплан А.Я. Изменения N200 и P300 компонентов потенциалов, связанных с событиями, при варьировании условий внимания в системе Brain Computer Interface // Журнал высшей нервной деятельности имени И.П. Павлова. 2014. № 2 (64). С. 159–166.
5. Ганин И.П., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер на основе волны P300: предъявление комплексных стимулов «подсветка + движение». Журнал высшей нервной деятельности имени И.П. Павлова. 2014. № 2(64). С. 32–40.
6. Ганин И.П., Шишкин С.Л., Кочетова А.Г., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер «на волне P300»: исследование эффекта номера стимулов в последовательности их предъявления // Физиология человека. 2012. № 38 (2). С. 5–13.
7. 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.
8. 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.
9. Aloise F., Schettini F., Aricò P., Salinari S., Babiloni F., Cincotti F. A comparison of classification techniques for a gaze-independent P300-based brain-computer interface // J. Neural Eng. 2006. Vol. 3. P. 299-305. doi: 10.1088/1741-2560/9/4/045012
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. Vol. 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. Do A.H., Wang P.T., King C.E., Schombs A., Cramer S.C., Nenadic Z. Brain-computer interface controlled functional electrical stimulation device for foot drop due to stroke // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2012. P. 6414–6417. doi: 10.1109/EMBC.2012.6347462
15. Dominguez-Martinez 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. P. e0134339. doi:10.1371/journal.pone.0134339
16. 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.
17. 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 // Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on. 2012. Vol. 42. P. 1169–1179.
18. 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
19. 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.



20. 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. Vol. 5. № 2. P. 141–149. doi: 10.1371/journal.pone.0077755
21. 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.
22. 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
23. 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
24. 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
25. 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. № 2. P. 289–298. doi: 10.1016/j.jneumeth.2010.05.008
26. 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
27. 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, M. Antona. UAHCI/HCI 2013. Part I. LNCS 8009. P. 530–539. doi: 10.1007/978-3-642-39188-0_57
28. Nicolelis M.A. Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits // Nat. Rev. Neurosci. 2003. Vol. 4. № 5. P. 417–422
29. Plöchl M., Ossandón J.P., König P. Combining EEG and eye tracking: identification, characterization, and correction of eye movement artifacts in electroencephalographic data // Front. Hum. Neurosci. 2012. № 6. Art. 278. doi: 10.3389/fnhum.2012.00278
30. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing R Foundation for Statistical Computing [Электронный ресурс] // Vienna, Austria, 2015. URL <http://www.R-project.org/> (дата обращения: 15.01.2016).
31. 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
32. 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.
33. Vidal J.J. Real-time detection of brain events in EEG // IEEE Proc. 1977. № 65. P. 633–641. doi: 10.1109/PROC.1977.10542
34. 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.
35. 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. Vol. 78. № 3. P. 252–259.
36. 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. № 1. P. 38–51. doi: 10.1080/10447318.2011.535752



OCULOMOTOR ACTIVITY PARAMETERS OF THE OPERATOR IN THE P300 BRAIN COMPUTER INTERFACE AND SIMILAR STIMULUS SITUATIONS

BASYUL I.A., * Moscow institute of psychoanalysis; Institute of psychology RAS, Moscow, Russia,
e-mail: ivbasul@gmail.com

Hypotheses about the relationship of the processes of visual perception and variations of the task in an identical stimulus environment was tested. The following tasks were tested: 1) a simple observation of the illuminations of the character in the matrix; 2) counting the number of highlights; 3) monitoring of the target symbol highlights and typing text with the P300 BCI. In a group of 14 people showed that the highest average length of visual fixation and the lowest dispersion of fixation observed for the second type of task. Statistically significant differences in the level of dispersion of visual fixations found between 1-2 and 1-3 modes; differences between the modes for the duration of fixations are at trends. Significant differences in the number of visual fixations on the target symbols wasn't detected. The overall conclusion is the high perspective of pairing methodology brain-computer interface on the P300 wave with eye tracking to optimize the characteristics of the stimulus in the BCI environment. The differences in the parameters of oculomotor activity between the tasks reflect the level of attention concentration in the target symbols of the P300 BCI.

Keywords: brain-computer interface; event-related potentials; P300 wave; N200 wave; visual attention; human operator.

Funding

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

References

1. Barabanshikov V.A. *Okulomotornye 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. *Aitreking: 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., Kaplan A.Ya. *Izmeneniya N200 i P300 komponentov potentsialov, svyazannykh s sobytiyami, pri var'irovaniy 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 Nerv Deiat I P Pavlova*, Moscow, 2014, no. 2 (64), pp. 159–166 (In Russ., abstract in Engl.).
5. Ganin I.P., Kaplan A.Ya. *Interfeis mozg-komp'yuter na osnove volny p300: pred'yavlenie kompleksnykh stimulov «podsvetka + dvizhenie» [The P300-based brain-computer interface: presentation of the complex "flash + movement" stimuli]*. *Zh Vyssh Nerv Deiat Im I P Pavlova*, 2014, no. 2 (64), pp. 32–40 (In Russ., abstract in Engl.).

For citation:

Basyul I.A. Oculomotor activity parameters of the operator in the P300 brain computer interface and similar stimulus situations. *Ekspierimental'naya psikhologiya = Experimental psychology (Russia)*, 2015, vol. 8, no. 4, pp. 134–144. doi: 10.17759 / expsy.2015080410

* Basyul I.A. Research Associate, Laboratory of Experimental and Applied Psychology, Moscow Institute of Psychoanalysis; Research Engineer, Institute of psychology RAS. E-mail: ivbasul@gmail.com



6. 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.).
7. 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.).
8. 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 I P Pavlova*, 2008, no. 58 (3), pp. 302–308 (In Russ.).
9. Aloise F., Schettini F., Aricò P., Salinari S., Babiloni F., Cincotti F. A comparison of classification techniques for a gaze-independent P300-based brain-computer interface. *J Neural Eng*, 2012, no. 9, pp. 045012. doi: 10.1088/1741-2560/9/4/045012
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, no. 23, pp. 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, no. 4, p. 198. 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, vol. 7, no. 5, pp. 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, 23–26 May 2011, pp. 320–324.
14. Do A.H., Wang P.T., King C.E., Schombs A., Cramer S.C., Nenadic Z. Brain-computer interface controlled functional electrical stimulation device for foot drop due to stroke. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc*, 2012, pp. 6414–6417. doi: 10.1109/EMBC.2012.6347462
15. Dominguez-Martinez 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
16. 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.
17. Frisoli A., Loconsole C., Leonardis 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. *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, 2012, no. 42, pp. 1169–1179.
18. 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
19. 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.
20. 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, vol. 5, no. 2, pp. 141–149. doi: 10.1371/journal.pone.0077755
21. 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.
22. 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
23. 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, vol. 194, pp. 27–46. doi: 10.1016/B978-0-444-53815-4.00019-4
24. 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
25. 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
26. 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
27. 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
28. Nicoletis M.A. Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits. *Nat. Rev. Neurosci*, 2003, vol. 4, no. 5, pp. 417–422.
29. Plöchl M., Ossandón J.P., König P. Combining EEG and eye tracking: identification, characterization, and correction of eye movement artifacts in electroencephalographic data. *Front. Hum. Neurosci.*, 2012, vol. 6, art. 278. doi: 10.3389/fnhum.2012.00278
30. 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/>.
31. 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
32. 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.
33. 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
34. 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.
35. 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, vol. 78, no. 3, pp. 252–259.
36. 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