

**ФИЗИОЛОГИЯ ВЫСШЕЙ НЕРВНОЙ (ПСИХИЧЕСКОЙ)  
ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА**

УДК 612.821.2, 612.821.8, 617.3

**ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-КОМПЬЮТЕР НА ОСНОВЕ ВОЛНЫ P300:  
ПРЕДЪЯВЛЕНИЕ КОМПЛЕКСНЫХ СТИМУЛОВ  
“ПОДСВЕТКА + ДВИЖЕНИЕ”**

© 2014 г. И. П. Ганин<sup>1,2</sup>, А. Я. Каплан<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова,

<sup>2</sup>Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н. И. Пирогова, Москва,  
e-mail: akaplan@mail.ru

Поступила в редакцию 04.04.2013 г.

Принята в печать 26.09.2013 г.

В основе работы интерфейса мозг-компьютер “на волне P300” лежит анализ когнитивной волны P300 потенциалов мозга, связанных с событиями. Большинство пользователей ИМК-P300 могут освоить управление в течение нескольких минут и после быстрой настройки классификатора вводить текст на экране компьютера или собирать изображение из отдельных фрагментов в простейших ИМК-играх. Однако тесному интегрированию ИМК-P300 в управление реальными информационными процессами мешает его недостаточная эргономичность и консервативная организация подачи стимулов. В то же время было известно, что стартовое движение объекта является самостоятельным фактором, вызывающим P300. В настоящей работе проверялась гипотеза о том, что комплексные стимулы “подсветка + движение” вместе с более радикальным и компактным форматом размещения их на экране компьютера могут оказаться более привлекательными для пользователя при работе в контуре ИМК-P300. В исследовании на 20 испытуемых мы продемонстрировали эффективность разработанного интерфейса. Точность работы, а также амплитуда волны P300 при использовании стимулов-подсветок и комплексных стимулов “подсветка + движение” были выше, чем при использовании начала движения в качестве стимула. Амплитуда компонента N200 была максимальна в режиме с подсветками, а в режимах со стимулами “подсветка + движение” и с движением его амплитуда была примерно вдвое ниже. Подобный ИМК с комплексными стимулами может быть встроен в компактные системы управления, где от пользователя требуется повышенный уровень внимания в условиях негативных эффектов внешней среды, затрудняющих управление.

*Ключевые слова: интерфейс мозг-компьютер, потенциалы, связанные с событиями, волна P300, компонент N200, начало движения как стимул.*

**The P300-Based Brain-Computer Interface: Presentation  
of the Complex “Flash + Movement” Stimuli**

**I. P. Ganin, A. Ya. Kaplan**

*Lomonosov Moscow State University,*

*Pirogov Russian State Medical University, Moscow,*

*e-mail: akaplan@mail.ru*

The P300-based brain-computer interface requires the detection of P300 wave of brain event-related potentials. Most of its users learn the BCI control in several minutes and after the short classifier training they can type a text on the computer screen or assemble an image of separate fragments in simple BCI-based video games. Nevertheless, insufficient attractiveness for users and conservative stimuli organization in this BCI may restrict its integration into real information processes control. At the same time initial movement of object (motion-onset stimuli) may be an independent factor that induces P300 wave. In current work we checked the hypothesis that complex “flash + movement” stimuli together with drastic and compact stimuli organization on the computer screen may be much more attractive for user while operating in P300 BCI. In 20 subjects research we showed the effectiveness of our interface. Both accuracy and P300 amplitude were higher for flashing stimuli and complex “flash + movement” stimuli com-

pared to motion-onset stimuli. *N200* amplitude was maximal for flashing stimuli, while for “flash + movement” stimuli and motion-onset stimuli it was only a half of it. Similar BCI with complex stimuli may be embedded into compact control systems requiring high level of user attention under impact of negative external effects obstructing the BCI control.

*Keywords:* brain-computer interface, event-related potentials, P300 wave, N200 wave, motion-onset stimuli.

**DOI:** 10.7868/S0044467714010067

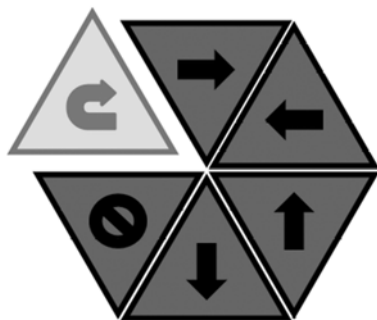
Возможность использования показателей ЭЭГ в качестве командных сигналов для создания контуров управления внешними исполнительными устройствами от курсора на компьютерном мониторе до буквопечатающих и робототехнических устройств в настоящее время не вызывает сомнений [Kaplan et al., 2005; Kaplan et al., 2013; Wolpaw et al., 2002]. Становятся очевидными и возможные области применения интерфейсов мозг-компьютер (ИМК) в различных сферах жизни и деятельности человека: для помощи пациентам с фатальными 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 внимания и контроля двигательной активности [Blankertz et al., 2010], для расширения манипуляторных функций здорового человека и при ампутациях конечностей [Blankertz et al., 2010; Nicoletis, 2003], наконец, для встраивания в промышленные системы управления технологическими и информационными процессами.

Существует несколько подходов для разработки ИМК, среди которых одним из наиболее надежных по скорости и точности управления является так называемый ИМК на “волне P300”, или ИМК-P300 [Farwell, Donchin, 1988]. В основу работы ИМК-P300 положен анализ когнитивного компонента потенциалов мозга, волны P300, которая имеет тенденцию к увеличению при предъявлении ожидаемого оператором стимула в ряду незначимых стимулов. Подобный “негласный” выбор оператора того или иного стимула-символа, детектируемый по P300, можно транслировать как командный сигнал к заранее обусловленному этим символом исполнительному механизму. В ИМК-P300 весь набор команд-символов, доступных оператору, обычно располагается на экране компьютера в виде пульта или виртуальной клавиатуры

[Каплан и др., 2013; Farwell, Donchin, 1988; Rebsamen et al., 2010]. Таким образом, в контуре ИМК-P300 оператор может выбрать к исполнению ту или иную команду простым фокусированием внимания на нужном символе. При этом ИМК-распознавание сделанного человеком выбора основывается на сравнении 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 он находится в центре внимания пользователя и является для него целевым или командным на данный момент. В последние годы, в том числе и в нашей лаборатории, показано, что значительный вклад в детектирование фокуса внимания человека могут вносить и другие компоненты потенциалов, связанных с событиями (ПСС), например компонент 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 еще более повышает эффективность ИМК-P300.

Однако внедрение ИМК-P300 в реальную практику пока сдерживается недостаточной эргономичностью пользовательского интерфейса ИМК-P300. В частности, отсутствие средств автоматического привлечения внимания к предъявляемым в контуре ИМК стимулов делает его незащищенным от внешнего фона неконтролируемых стимулов, а расположение символов в форме регулярной матрицы заранее определяет частичное смешение целевых и нецелевых стимулов в корковых ответах; и наконец, матричное предъявление символов ограничивает возможности предъявления стимулов на компактных средствах отображения.

Между тем ранее было показано, что для получения волны P300 возможно предъявлять зрительные стимулы не только посредством увеличения их яркости, но и кратковременным их перемещением в поле зрения



**Рис. 1.** Экран интерфейса мозг-компьютер “на волне *P300*” с комплексными стимулами “подсветка + движение”. На представленном примере стимул в верхней левой части экрана находится в “активированном” положении (подсвечен и находится в движении). Рамкой схематично показано только квадратное поле размером  $7.4 \times 7.4$  град (реальный цвет в RGB-кодировке: 148, 178, 214), располагавшееся в центре экрана компьютера размером  $23.6 \times 18.9$  град (RGB-кодировка: 25, 25, 25).

**Fig. 1.** The display of the *P300*-based brain-computer interface with complex “Flash + Movement” stimuli. The stimulus at the top left part of the screen is ‘activated’ (flashing and moving) here. The frame represents the square field ( $7.4 \times 7.4$  deg., RGB-codes of the color: 148, 178, 214) in the middle of the screen ( $23.6 \times 18.9$  deg., RGB-codes: 25, 25, 25).

[Guo et al., 2008; Jin et al., 2012; Roser et al., 2009; Salvaris et al., 2009]. Кроме того, известны отдельные попытки создания нейроинтерфейсов с такими стимулами [Jin et al., 2012; Liu et al., 2010]. Предъявление стимулов на движущихся объектах может быть одним из путей повышения вовлеченности оператора в процесс управления, способствуя поддержанию внимания, что важно при длительном монотонном управлении в ИМК [Kaplan et al., 2013]. Кроме того, в определенных условиях слежение за движущимися объектами может быть менее утомительной задачей для зрительной системы, чем слежение за статичными объектами управления; в последнем случае для предотвращения утомления на сетчатке должны активироваться механизмы компенсации, включающие микросаккады (см. обзор [Engbert, Mergenthaler, 2006]). Руководствуясь этой логикой, мы предположили, что движение, используемое в качестве самостоятельного стимула, также может при определенном дизайне ИМК быть более эффективным по сравнению с другими типами стимуляции. Поэтому первой целью

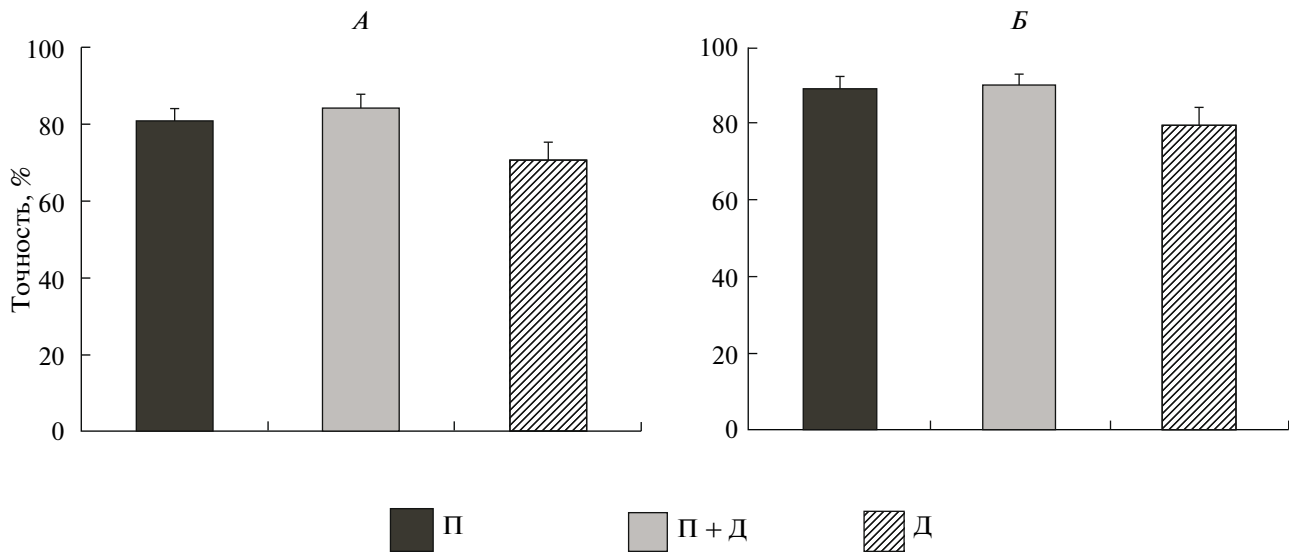
настоящей работы было исследование возможности создания ИМК-Р300 на основе предъявления комплексных стимулов “подсветка + движение” с целью увеличения их привлекательности для пользователя и большей защищенности ИМК от неконтролируемых простых стимулов внешней среды. Второй целью работы было создание нового компактного формата размещения комплексных стимулов-символов на экране компьютера.

## МЕТОДИКА

В исследовании приняли участие 20 испытуемых в возрасте от 19 до 28 лет (медиана 22): 8 мужчин и 12 женщин. После ознакомления с условиями исследования все испытуемые подписывали информированное согласие.

Использовалась разработанная нами модификация ИМК-Р300 с шестью объектами-кнопками (рис. 1), на которых были изображены условные команды управления некоторым устройством (стрелки и пр.). Система была реализована в программной среде Python ([www.python.org](http://www.python.org)). Объекты были помещены в светло-синем поле размером  $7.4 \times 7.4$  угл. град, расположенном по центру на темно-сером фоне экрана компьютера размером  $23.6 \times 18.9$  град. Объекты имели форму равнобедренных треугольников высотой 2.2 град и располагались по кругу так, что вершины треугольников сходились в условном центре. Стимулом могла служить подсветка объекта (увеличение его яркости) или кратковременное движение объекта в направлении от центра к периферии. Длительность подсветки составляла 100 мс, интервал между двумя соседними стимулами – 50 мс. Движение представляло собой быстрое смещение объекта на 9 мм (0.55 град) от своего начального положения со скоростью 7.4 град/с и мгновенное возвращение к первоначальному положению с той же скоростью; весь маневр занимал 150 мс. Всего в исследовании было три режима стимуляции – только подсветка объекта (“П”), только движение (“Д”), а также комбинированный вариант с подсветкой и движением объекта одновременно (“П + Д”). Режимы стимуляции чередовались в случайном порядке для каждого испытуемого (для отдельного испытуемого заново генерировалась случайная очередность трех режимов).

ЭЭГ регистрировалась в *Cz*, *Pz*, *PO7*, *PO8*, *O1* и *O2*. Для каждого режима стимуляции строился отдельный классификатор (линей-



**Рис. 2.** Точность работы испытуемых в разных режимах стимуляции: только подсветки (“П”), одновременно подсветки и движение (“П + Д”), только движение (“Д”). А – точность работы всех испытуемых ( $n = 20$ ). Б – точность работы, за исключением испытуемых с низкими результатами ( $n = 12$ ). Показаны среднее и стандартная ошибка среднего.

**Fig. 2.** The classification accuracy in different stimulation conditions: flashes only (“П”), flash and movement (“П + Д”), movement only (“Д”). А – the overall accuracy ( $n = 20$ ). Б – accuracy without subjects with low results ( $n = 12$ ). The mean and standard error of mean are presented.

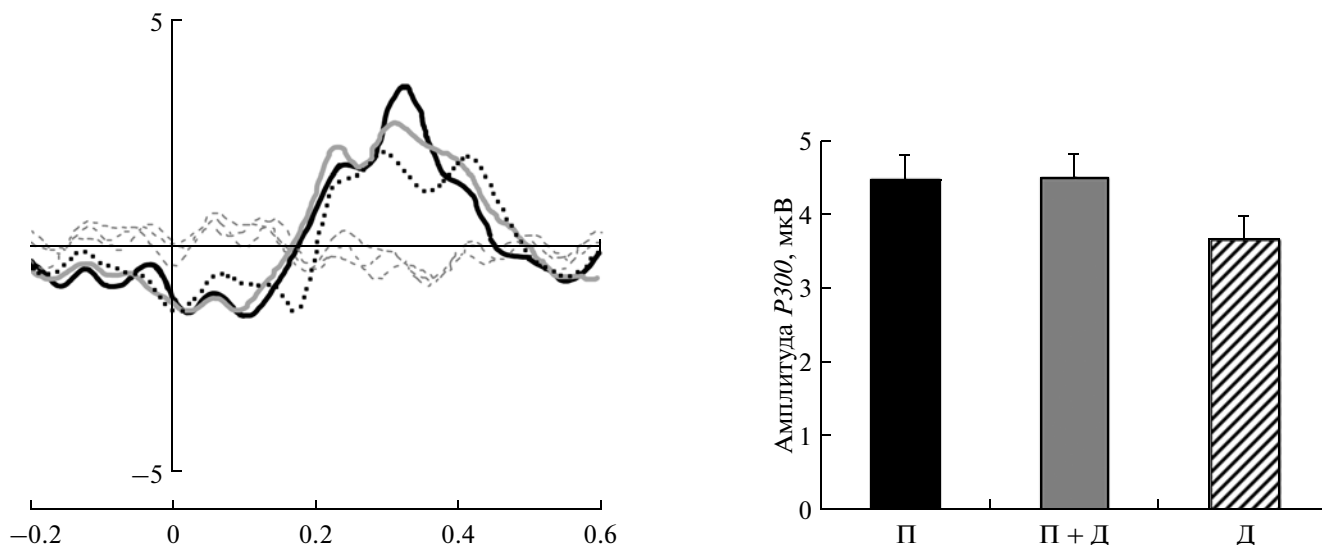
ный дискриминант Фишера), после чего начиналась основная часть, где испытуемым предлагалось поочередно “выбирать” с помощью интерфейса указанные объекты, концентрируя на них внимание и мысленно считая число подсветок или движений целевого объекта. Текущий целевой объект указывался в нижней части экрана, где в течение всего периода стимуляции располагались уменьшенное изображение целевого объекта и надпись напротив него: “Ваша текущая цель”. Одна последовательность стимулов состояла из одного целевого и пяти нецелевых стимулов, предъявляемых в случайном порядке. И для настройки классификатора, и в основной части использовалось пять последовательностей стимулов, т.е. каждый целевой объект подсвечивался или двигался по 5 раз. В одном блоке записи ЭЭГ нужно было выбрать последовательно восемь объектов. В каждом из трех режимов стимуляции было три таких блока.

По результатам работы испытуемого рассчитывалась средняя точность его управления с помощью данного ИМК как отношение общего числа правильно введенных команд к общему числу попыток (общее число попыток на три записи в каждом режиме составляло 24). Для анализа ПСС отдельно

усреднялись эпохи в ответ на целевые и нецелевые стимулы. Перед разбиением на эпохи ЭЭГ подвергалась полосной фильтрации в полосе 0.5–20 Гц (фильтр Баттерворта с компенсацией сдвига фазы). Амплитуда волны P300 определялась как максимальное значение амплитуды сигнала ЭЭГ в разностных ПСС (целевые минус нецелевые) в отведении Pz. Окно для анализа подбиралось индивидуально для каждого испытуемого, поскольку латентность волны P300 сильно варьировала между испытуемыми, либо этот компонент перекрывался другим более ранним позитивным компонентом. Амплитуда компонента N200 определялась как минимальное значение амплитуды сигнала ЭЭГ в окне [120 – 250] мс в разностных ПСС (усреднение в отведениях PO7, PO8, O1, O2). Анализ осуществлялся в среде MATLAB 7.1 (MathWorks) с помощью специально написанных программ, а также в пакете STATISTICA 7.0 (StatSoft).

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Все испытуемые достигли приемлемой точности управления ИМК во всех трех режимах (рис. 2, А). Средняя точность при работе в режиме с подсветками составила  $81.0 \pm 3.5\%$  (среднее  $\pm$  стандартная ошибка сред-



**Рис. 3.** Волна  $P300$  в трех режимах стимуляции. Слева – ПСС, усредненные по группе ( $n = 20$ ) в отведении  $Pz$ . Темная сплошная линия – режим с подсветками (“П”), серая сплошная – режим с подсветками и движением (“П + Д”), темная пунктирная – режим с движением (“Д”), серые пунктирные линии – нецелевые ПСС в трех режимах. По вертикали – амплитуда, мкВ, по горизонтали – время, с. Справа – средняя амплитуда волны  $P300$  в отведении  $Pz$  в трех режимах стимуляции.

**Fig. 3.** The  $P300$  wave in three stimulation conditions. Left – grand average ERPs ( $n = 20$ ) at  $Pz$ . Black solid line – flash condition (“П”), grey solid line – flash and movement condition (“П + Д”), black dashed line – movement condition (“Д”), grey dashed lines – non-target ERPs in three conditions. Vertical axis – amplitude,  $\mu V$ ; horizontal axis – time, s. Right – the mean  $P300$  amplitude at  $Pz$  in three stimulation conditions.

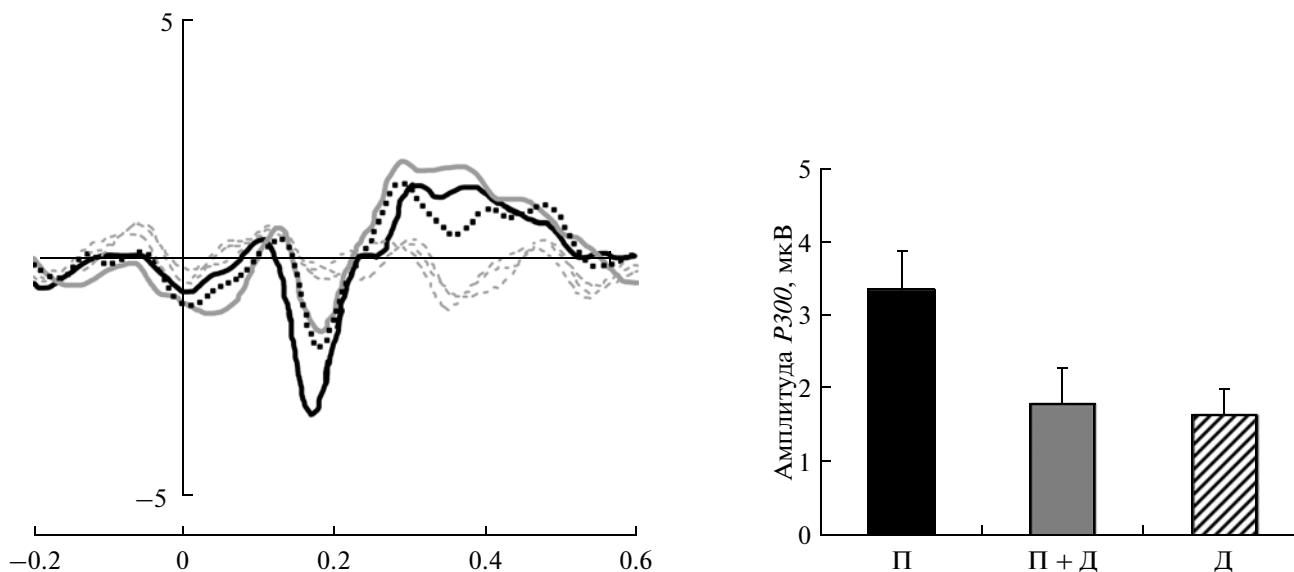
него) и не отличалась от режима с комбинированным типом стимулов, в котором составила  $84.0 \pm 3.3\%$  ( $t(19) = -0.94$ ,  $p = 0.36$  по парному критерию Стьюдента). Точность в режиме с движением составила  $70.2 \pm 4.8\%$  и была ниже, чем в режиме с подсветками и режиме с комбинированным типом стимулов ( $t(19) = 2.34$ ,  $p = 0.03$  и  $t(19) = 2.95$ ,  $p < 0.01$  соответственно).

У некоторых испытуемых наблюдались трудности при управлении с помощью ИМК, что проявлялось в повышенном числе ошибок в некоторых записях. Вместе с тем многие испытуемые достаточно точно выбирали целевые стимулы. Чтобы оценить точность только для испытуемых, успешно справляющихся с заданием, мы посчитали точность, исключив 8 испытуемых, для которых этот показатель хотя бы в одном из режимов был менее 65% (рис. 2, Б). Средняя точность при работе в режиме с подсветками составила  $89.2 \pm 3.4\%$  (среднее  $\pm$  стандартная ошибка среднего) и не отличалась от режима с комбинированным типом стимулов, в котором составила  $90.3 \pm 2.6\%$  ( $t(19) = -0.38$ ,  $p = 0.71$ ). Точность в режиме с движением составила  $79.9 \pm 4.4\%$  и была ниже, чем в режиме с подсвет-

ками и режиме с комбинированным типом стимулов ( $t(19) = 2.96$ ,  $p = 0.01$  и  $t(19) = 3.32$ ,  $p < 0.01$  соответственно).

После эксперимента испытуемые отвечали на ряд вопросов об особенностях их опыта взаимодействия с ИМК, их субъективных предпочтениях относительно трех режимов и сложностей работы с ними. По результатам опросов для каждого испытуемого выставлялись баллы по трем экспериментальным режимам: за самый удобный и комфортный для работы режим выставлялось 3 балла, за самый неудобный и трудный – 1 балл. Для режима с комбинированным типом стимулов сумма баллов была максимальна, составив 45 (среднее  $2.25 \pm 0.18$ ), и была больше, чем для режима с одними подсветками, где составила 34 (среднее  $1.70 \pm 0.16$ ). Однако данное различие носило характер тенденции ( $t(19) = -1.99$ ,  $p = 0.06$ ). Для режима с движением сумма составила 40 (среднее  $2.00 \pm 0.19$ ) и не отличалась значимо от двух других режимов.

Усредненные по группе целевые и нецелевые ПСС, а также среднее значение амплитуды волны  $P300$  в трех режимах стимуляции представлены на рис. 3. Амплитуда в режиме с подсветками составила  $4.49 \pm 0.32$  мкВ и не



**Рис. 4.** Компонент  $N200$  в трех режимах стимуляции. Слева – ПСС, усредненные по группе ( $n = 13$ ) в затылочных отведениях (усреднение по отведениям  $PO7$ ,  $PO8$ ,  $O1$ ,  $O2$ ). Справа – средняя амплитуда компонента  $N200$  в трех режимах стимуляции (приведены абсолютные значения амплитуды). Остальные обозначения как на рис. 3.

**Fig. 4.** The  $N200$  component in three stimulation conditions. Left – grand average ERPs ( $n = 13$ ) at occipital positions (average at  $PO7$ ,  $PO8$ ,  $O1$ ,  $O2$ ). Right – the mean  $N200$  amplitude in three stimulation conditions (the absolute amplitude values are presented). Other designations: see fig. 3.

отличалась от режима с комбинированным типом стимулов, в котором составила  $4.51 \pm 0.33$  мкВ ( $t(19) = -0.098$ ,  $p = 0.92$ ). Амплитуда в режиме с движением составила  $3.68 \pm 0.27$  мкВ и была ниже, чем в режиме с подсветками и режиме с комбинированным типом стимулов ( $t(19) = 3.04$ ,  $p < 0.01$  и  $t(19) = 3.07$ ,  $p < 0.01$  соответственно).

Результаты анализа компонента  $N200$  представлены на рис. 4. Примерно у трети испытуемых в одном или более режимах наблюдалась позитивная волна с латентностью 150–250 мс, отдельная от волны  $P300$ , либо составляющая с ней единый комплекс. Компонент  $N200$  в этих случаях либо отсутствовал, либо его анализ был невозможен без дополнительных приемов выделения из этой позитивной активности. Поэтому данные по этим испытуемым не были включены в анализ, и он проводился по 13 из 20 испытуемых. Амплитуда  $N200$  в режиме с подсветками составила  $-3.36 \pm 0.52$  мкВ и была примерно вдвое выше, чем в режиме с комбинированным типом стимулов и режимом с движением ( $-1.79 \pm 0.49$ ,  $t(13) = -4.37$ ,  $p < 0.01$  и  $-1.65 \pm 0.33$ ,  $t(13) = -3.99$ ,  $p < 0.01$  соответственно). В последних двух режимах амплитуда  $N200$  не различалась.

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Целью настоящей работы было измерить пользовательские характеристики и ПСС в созданной нами модификации ИМК-Р300 с комбинированными стимулами “подсветка + движение”, а также показать возможность размещения стимулов-символов в таком ИМК в компактном формате, облегчающем его встраивание в различные системы управления внешними техническими устройствами. Главным результатом было то, что все испытуемые уже после 5-минутной настройки классификатора сразу смогли вводить команды с помощью разработанного интерфейса.

При использовании в качестве стимулов подсветок либо комбинации подсветок с движением точность была выше, чем при использовании только начала движения в качестве стимулов. Как и точность, амплитуда  $P300$  была одинаковой в режимах с комбинированными стимулами и только с подсветками, однако в режиме только с движением  $P300$  была ниже. Амплитуда компонента  $N200$  была максимальна в режиме с подсветками, а в режимах с комбинацией “подсветка + движение” и с движением  $N200$  был примерно вдвое ниже.

Наши результаты в целом соответствуют известным из литературы данным, где исследуются ПСС в ответ на начало движения или анализируются характеристики ИМК с такими стимулами. Начало движения объекта в качестве стимула использовалось в ментальных не-ИМК задачах (например, [Roser et al., 2009]). Также ранее уже высказывались предположения о создании ИМК, где в качестве стимулов использовалось бы движение вместо подсветок [Guo et al., 2008; Hong et al., 2009]. Позже был предложен работающий онлайн-вариант подобного ИМК-Р300 на основе ПСС на начало движения [Liu et al., 2010]. Однако в указанных работах не было сравнения использования подсветок и начала движения, а также их комбинации в качестве стимулов. Некоторые авторы [Jin et al., 2012] сравнивали три типа стимуляции, подобные нашим, однако за основу была взята стандартная матрица 6х6, буквы в которой либо подсвечивались, либо кратковременно смещались в сторону. При этом в их работе точность в режиме с движением, как и у нас, была ниже, чем для подсветок или комбинированных стимулов “подсветка + движение”.

Пониженная точность в режиме только с движением в нашей работе могла быть обусловлена более низкой амплитудой волны *P300* в этом режиме по сравнению с другими типами стимулов. Авторами [Jin et al., 2012] было также показано, что амплитуда *P300* была снижена при использовании движения букв по сравнению с их подсветками или комбинированными стимулами. Другие авторы [Salvaris et al., 2010] сравнивали различные протоколы стимуляции в ИМК-Р300, в том числе и движение объектов в качестве стимулов. В их исследовании для ПСС в ответ на начало движения площадь под кривой (AUC) и точность классификации были немного меньше, чем при использовании подсветок. Представляется вероятным, что подсветки объектов (либо с движением, либо в его отсутствие) способствуют лучшему захвату внимания и, следовательно, более высокой амплитуде волны *P300* по сравнению только с их движением.

*N200* в нашем исследовании был примерно вдвое ниже в обоих режимах, где есть движение, оставаясь высоким только для неподвижных подсвечивающихся стимулов. Этот факт может объясняться “зависимостью” данного компонента от направления взгляда. Было показано, что этот эффект проявлялся в

таких задачах, где испытуемым предлагалось фиксировать взгляд на одной из букв матрицы, а считать при этом другой стимул, т.е. происходило разделение направления внимания и взгляда [Frenzel et al. 2011; Treder et al., 2010]. При подсветках целевого стимула наблюдалась только волна *P300*, а при подсветках нецелевого стимула в точке фиксации взгляда в ПСС появлялся *N200*, но отсутствовала *P300*. Возможно, для стимулов с движением фиксация взгляда на целевом объекте менее устойчива по сравнению с неподвижными стимулами, поэтому компонент *N200* может уменьшаться, а волна *P300* меняться в меньшей степени, поскольку она может быть получена в таких вариантах ИМК-Р300, где фиксация на целевом стимуле не требуется [Liu et al., 2011]. Таким образом, как указывали и другие авторы [Jin et al., 2012], компонент *N200* в нашем случае был минимальным по амплитуде в режиме только с движением объектов.

Разработанная нами модификация ИМК-Р300 представляет собой достаточно компактный вариант интерфейса, который может быть использован для управления различными робототехническими устройствами. Стимулы предъявлялись в поле размером чуть больше 11 × 11 см, размер которого может быть еще больше уменьшен, например для размещения на портативном дисплее. Пользователю доступны шесть команд, которых может быть достаточно для управления, например, нейропротезом или роботом. Работоспособность ИМК с небольшим числом команд и подобным расположением стимулов-кнопок была неоднократно показано в работах с различным дизайном символов [Liu et al., 2011; Salvaris et al., 2010; Treder et al., 2011]. Хотя в нашей работе начало движения в качестве стимулов и не обеспечило результатов, превосходящих обычный тип стимуляции в ИМК-Р300 с подсветками, мы показали, что использование движения в комбинации с подсветками дает не худшие результаты, чем подсветки в отдельности. Кроме того, использование в ИМК-Р300 начала движения в качестве стимулов предположительно может быть менее утомительным и более интересным для пользователя [Ganin et al., 2011; Hong et al., 2009], что может способствовать поддержанию более высокого уровня внимания при работе. Последнее является выигранным положением при разработке компактного варианта ИМК-пульта управления,

поскольку в этом случае могут возникать негативные эффекты, связанные с небольшим размером стимулов и их близким расположением друг к другу. В пользу повышенного интереса испытуемых к режиму с движением может также свидетельствовать обнаруженная нами тенденция к большему предпочтению режима с комбинированными стимулами по сравнению с обычными подсветками (45 баллов против 34). Таким образом, использование в ИМК-P300 комплексных стимулов “подсветка + движение” представляется перспективным, особенно в приложениях управления внешними устройствами с небольшим числом команд, а также в случаях, когда от пользователя требуется длительное монотонное управление в интерфейсе. Для проверки этого предположения в “полевых” условиях целесообразно было бы провести исследование, где испытуемые взаимодействовали с ИМК в течение длительных сессий, вместе с этим повторяемых многократно в продолжение нескольких дней.

## ВЫВОДЫ

1. Разработанная модификация ИМК-P300 с комплексными стимулами-символами “подсветка + движение” обеспечила приемлемую точность работы для всех испытуемых. Использование подсветок в качестве стимулов либо комплексных стимулов “подсветка + движение” приводило к большей точности, чем при использовании начала движения в качестве стимулов.

2. Амплитуда волны P300 была одинаковой в режимах с подсветками и комплексными стимулами “подсветка + движение”, однако в режиме с движением амплитуда P300 была ниже. Амплитуда компонента N200 была максимальной в режиме с подсветками, а в режимах со стимулами “подсветка + движение” и с движением N200 был примерно вдвое ниже.

Работа выполнена при частичной поддержке фонда “Сколково” (грант № 1110034) и Российского национального исследовательского медицинского университета имени Н.И. Пирогова.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

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): 5–13.

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): 21–29.

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): 302–308.

Bianchi L., Sami S., Hikkerbrand A., Fawcett I.P., Quidamo 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: 180–185.

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: 198.

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: 6414–6417.

Engbert R., Mergenthaler K. Microsaccades are triggered by low retinal image slip. Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 2006. 103: 7192–7197.

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: 510–523.

Frenzel S., Neubert E., Bandt C. Two communication lines in a 3 × 3 matrix speller. J. Neural. Eng. 2011. 8(3): 036021.

Ganin I.P., Shishkin S.L., Kaplan A.Y. A P300 BCI with stimuli presented on moving objects. Proceedings of the Fifth International BCI Conference. Graz, Austria, 22–24 September. 2011: 308–311.

Guo F., Hong B., Gao X., Gao S. A brain-computer interface using motion-onset visual evoked potential. J. Neural Eng. 2008. 5: 477–485.

Hong B., Guo F., Liu T., Gao X., Gao S. N200-speller using motion-onset visual response. Clin. Neurophysiol. 2009. 120(9): 1658–1666.

Jin J., Allison B.Z., Wang X., Neuper C. A combined brain-computer interface based on P300 potentials and motion-onset visual evoked potentials. J. Neurosci. Methods. 2012. 205(2): 265–276.

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. Int. J. Neurosci. 2005. 115: 781–802.

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): 141–149.
- 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: 136–139.
- 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: 27–46.
- 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: 15–21.
- Liu T., Goldberg L., Gao S., Hong B.* An online brain-computer interface using non-flashing visual evoked potentials. *J. Neural. Eng.* 2010. 7: 036003.
- Liu Y., Zhou Z., Hu D.* Gaze independent brain-computer speller with covert visual search tasks. *Clin. Neurophysiol.* 2011. 122(6): 1127–1136.
- 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: 025003.
- Nicolelis M.A.* Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits. *Nat. Rev. Neurosci.* 2003. 4(5): 417–422.
- Rebsamen B., Guan C., Zhang H., Wang C., Teo C., Ang M.H.Jr., Burdet E.* A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2010. 18(6): 590–598.
- Roser M.E., Fugelsang J.A., Handy T.C., Dunbar K.N., Gazzaniga M.S.* Representations of physical plausibility revealed by event-related potentials. *Neuroreport*. 2009. 20(12): 1081–1086.
- Salvaris M., Cinel C., Poli R., Citi L., Sepulveda F.* Exploring multiple protocols for a brain-computer interface mouse. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2010: 4189–4192.
- Sellers E.W., Vaughan T.M., Wolpaw J.R.* A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotroph. Lateral Scler.* 2010. 11: 449–455.
- Shishkin S.L., Ganin I.P., Basyul I.A., Zhigalov A.Yu., Kaplan A.Y.* N1 wave in the P300 BCI is not sensitive to the physical characteristics of stimuli. *J. Integr. Neurosci.* 2009. 8(4): 471–485.
- Treder M.S., Blankertz B.* (C)overt attention and visual speller design in an ERP-based brain-computer interface. *Behav. Brain Funct.* 2010. 6: 28.
- Treder M.S., Schmidt N.M., Blankertz B.* Gaze-independent brain-computer interfaces based on covert attention and feature attention. *J. Neural. Eng.* 2011. 8(6): 066003.
- Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M.* Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin. Neurophysiol.* 2002. 113: 767–791.