

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

УДК 612.821.2, 612.821.8, 617.3

**ИЗМЕНЕНИЯ *N200* И *P300* КОМПОНЕНТОВ ПОТЕНЦИАЛОВ,
СВЯЗАННЫХ С СОБЫТИЯМИ, ПРИ ВАРЬИРОВАНИИ УСЛОВИЙ
ВНИМАНИЯ В СИСТЕМЕ BRAIN COMPUTER INTERFACE**

© 2014 г. И. А. Басюл^{1, 2}, А. Я. Каплан²

¹Кафедра физиологии человека и животных биологического факультета
Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова,

²Институт психологии РАН, Москва,
e-mail: akaplan@mail.ru

Поступила в редакцию 30.05.2013 г.

Принята в печать 26.09.2013 г.

Проверяли гипотезу о том, что амплитуда компонентов *P300* и *N200* зрительных потенциалов, вызванных подсветками столбцов и строк символьной матрицы, зависит от характера задачи с привлечением внимания оператора к целевым символам-стимулам: 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 испытуемых из 17 человек было показано, что максимальные значения амплитуд компонентов *P300* и *N200* зрительных потенциалов статистически значимо достигались во втором режиме привлечения внимания оператора, не требующем включения в контур интерфейса мозг-компьютер. Именно для второго условия наблюдалось и наибольшее число случаев статистически значимого различия между амплитудами компонентов *P300* и *N200* зрительных потенциалов, вызванных подсветками целевых и нецелевых символов. В то же время наименьшие величины амплитуд этих компонентов и наименьшее различие между реакциями на целевые и нецелевые стимулы были показаны в условиях простого наблюдения за подсветками целевых символов. Делается вывод, что успешная работа оператора в контуре интерфейса мозг-компьютер не требует максимальной выраженности компонентов *P300* и *N200* зрительных потенциалов, которые, скорее всего, начинают оптимизироваться в контуре интерфейса мозг-компьютер под задачу управления внешними процессами, например, для вывода целевых символов на экран компьютера.

Ключевые слова: интерфейс мозг-компьютер, биоуправление, вызванные потенциалы, *P300*, внимание, человек-оператор, *N200*.

**Dependence *N200* and *P300* ERPs in *P300*-based Brain-Computer Interface
on the Variations of Voluntary Attention**

I. A. Basyul, A. Ya. Kaplan

*Lomonosov Moscow State University,
Institute of Psychology, Russian Academy of Sciences, Moscow,
e-mail: akaplan@mail.ru*

Hypothesis about dependence *P300* and *N200* potentials evoked by flashes of rows and columns of the stimulation matrix on type of the task and voluntary attention was evaluated. We tested three types of the task: 1) just look at target symbol; 2) look at the target symbol, count its flashes and report the amount of flashes after finishing the task; 3) type target symbol in *P300*-based brain-computer interface (BCI). In 17 subjects research we showed that maximum amplitudes of *P300* and *N200* ERPs was occurred in the second type of the task ("look at and count flashes"). Also in this type of task we observed most of all cases statistically reliable difference between target and nontarget *P300* and *N200* ERPs. Lowest amplitudes of ERPs and number of cases of statistically reliable differences between target and nontarget

were showed in the first type of the task (“just look at the symbol”). So we assume that succesfull working in *P300*-based BCI doesn't need the maximum amplitudes of the relevent ERPs but most depend on spatiotemporal complex of these potentials.

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

DOI: 10.7868/S004446771402004X

Интерфейс мозг–компьютер (ИМК) – это новая парадигма психофизиологического исследования, в рамках которой конкретные показатели ЭЭГ с помощью программно-аппаратных решений преобразуются в команды управления для внешних исполнительных устройств. Таким образом, эти внешние устройства становятся объектами прямого динамического управления от мозга с заданной целевой функцией, например набрать на экране задуманный текст, переместить в пространстве захват манипулятора или выполнить конкретное движение парализованной конечностью с помощью управляемой от ЭЭГ экзоскелетной конструкции [Фролов и др., 2013; Vidal, 1977; Wolpaw et al., 1991]. Фокусируя внимание на конкретных внешних стимулах или внутренних образах, пользователь ИМК способствует появлению на уровне ЭЭГ специфичных этим стимулам ЭЭГ-паттернов, которые и преобразуются в командные сигналы для коммуникации и управления без участия нервов и мышц [Wolpaw et al., 2002].

Одной из первых и наиболее эффективных до настоящего времени реализаций ИМК является набор текста “буква за буквой”, управляемый волной *P300* зрительного вызванного потенциала [Farwell, Donchin, 1988]. Эта технология основывается на хорошо известном одд-бол-эффекте, когда повышенное внимание испытуемого к одному из стимулов проявляется в увеличении волны *P300* связанных с событиями потенциалов мозга (ССП) [Krusienski et al., 2008]. Если на экране расположить матрицу из $n \times n$ символов, подсвечиваемых по отдельности в разные моменты времени, то среди ССП на подсветку каждого из этих символов можно выделить ту единственную реакцию с максимальной амплитудой волны *P300*, которая укажет на символ матрицы, привлечший внимание оператора [Ганин и др., 2012; Каплан и др., 2013; Михайлова и др., 2008].

Технология “мысленного” выбора букв алфавита или командных символов пульта

управления посредством ИМК-*P300* имеет хорошую перспективу для применения, прежде всего в медицине. В частности, такие ИМК-коммуникаторы позволяют восстановить общение с пациентами категории “lock-in”, т.е. полностью лишенными возможности каких-либо мышечных действий. Кроме того, на основе этой технологии ведется разработка управляемых от ИМК тренажерных систем, протезов и экзопротезов для восстановления или замещения двигательных функций, например у постинсультных пациентов или у инвалидов с отсутствием конечностей [Ortner et al., 2011; Piccione et al., 2006].

В последнее время было показано, что определенный вклад в распознавание заинтересованности человека-оператора в том или ином символе стимульной матрицы ИМК может иметь не только волна *P300*, связанная с вниманием человека к целевому стимулу, но и компонент *N200* ССП [Shishkin et al., 2009], выраженность которого зависит скорее от фиксации взора на целевом стимуле, чем от привлечения внимания к нему [Frenzel et al., 2011; Treder, Blankertz, 2013]. Поэтому при работе оператора в контуре ИМК, где целевой стимул одновременно является объектом фиксации взора и избирательного внимания, успех алгоритмической детекции локуса интереса человека в символьной матрице может быть более гарантированным, если учитывать оба компонента ССП.

Однако в силу различия нейрофизиологических механизмов этих компонентов зрительных ССП остается не ясным, насколько различается динамика амплитуд этих компонентов при различных условиях привлечения внимания оператора к целевому стимулу и не существуют ли оптимальные условия, при которых оба компонента вызванного потенциала (ВП) достигают наибольшей амплитуды и наилучшим образом различаются для целевых и нецелевых стимулов.

Конкретной задачей настоящей работы был сравнительный анализ компонентов

N200 и P300 зрительного ССП у операторов ИМК-P300 в трех парадигмах привлечения его внимания к целевому стимулу: 1) только при наблюдении за подсветками целевого символа; 2) при наблюдении за подсветками с подсчетом их числа за всю сессию и контролем успешности этой работы; 3) при наблюдении за подсветками целевого символа с выводом его на экран в каждом случае успешной детекции по ЭЭГ фокуса внимания испытуемого к этому символу в контуре интерфейса мозг-компьютер (ИМК).

МЕТОДИКА

В исследовании приняли участие 17 испытуемых в возрасте от 18 до 30 лет. Все испытуемые подписали Информированное согласие об участии в исследовании после объяснения его целей и регламента. Каждому испытуемому предлагали работать в трех режимах. Стимульная среда во всех режимах работы была одинаковой: на экране компьютера была представлена матрица из 36 ячеек, в каждой из которых были размещены символы (33 буквы алфавита и 3 служебные команды). Стимулами служили подсветки строк и столбцов символьной матрицы продолжительностью 180 мс, интервал между окончанием одной подсветки и началом следующей – 100 мс. В одном цикле стимуляции каждый столбец и каждая строка подсвечивались по 5 раз в случайной последовательности. Перед каждым циклом стимуляции испытуемому сообщалось, какой символ матрицы назначается целевым.

В каждом из трех режимов работы оператора ему предлагали отработать девять циклов стимуляции. Режимы работы оператора различались типом инструкции в отношении работы с целевым стимулом и наличием обратной связи в процессе тестирования.

В первом режиме (“Наблюдение”) от испытуемых требовалось в каждом цикле тестирования просто смотреть на заданный экспериментатором целевой символ и стараться не отвлекаться на подсветки других символов. Испытуемые не были ориентированы на какой-либо критерий успешности в работе по наблюдению целевых символов.

Во втором режиме (“Счет”) стимульная среда была той же самой, что и в режиме “Наблюдение”, однако испытуемому предлагали не просто наблюдать за целевым стимулом, но еще и подсчитывать число его подсветок в

рамках каждого цикла стимуляции. По завершении цикла стимуляции испытуемый давал отчет о числе подсчитанных им целевых стимулов. В конце всего тестирования испытуемым сообщали итоговый результат для сравнения, насколько его подсчеты совпадали с реальным числом подсветок соответствующих символов. Таким образом, у испытуемых было некоторое подкрепление их работы за девять циклов, но оперативная обратная связь по результатам их деятельности в каждом цикле тестирования отсутствовала.

Наборы записей ЭЭГ в режиме тестирования “Счет”, соответствующие эпизодам подсветки целевых и нецелевых символов, дополнительно использовали в качестве обучающих выборок для построения математического классификатора, позволяющего различать фрагменты ЭЭГ, принадлежащие к той или иной выборке. Классификатор строили с использованием метода линейного дискриминанта Фишера [Krusienski et al., 2006], позволяющего определить расстояние между распределениями двух разных классов объектов. Этими классами объектов в нашем случае являлись наборы характеристик ССП на целевые и нецелевые подсветки по всем регистрируемым отведениям ЭЭГ (см. ниже). Результатом работы линейного дискриминанта Фишера являлась матрица коэффициентов (классификатор), применение которой к ЭЭГ-данным в режиме “Печать” позволяло с высокой надежностью из общей массы ССП выделять только те, которые были сопряжены с вниманием оператора к целевому на данный момент символу.

Парадигма третьего режима (“Печать”) в своей стимульной части была похожа на второй режим, отличием было только то, что испытуемые сами определяли, подсветки какого символа они будут наблюдать и подсчитывать в качестве целевых. По результатам цикла подсветок на основе готового классификатора Фишера осуществлялось алгоритмическое предсказание, какой именно символ был в центре внимания испытуемого. Этот символ выводили на экран в контрольную строку текста. Таким образом, буква за буквой, испытуемый мог набрать текст по своему желанию. Всем испытуемым предлагали набрать одно и то же слово: “исследование”. В этом режиме испытуемому предъявляли минимум 12 (по числу букв в тестовом слове) циклов подсветок столбцов и строк матрицы. Параметры стимуляции (угловые размеры матрицы и символов, интенсив-

ность подсветок символов, длительность подсветок и интервалов между ними, количество самих подсветок) в данном режиме были оптимизированы таким образом, чтобы обеспечить высокую точность работы испытуемых в контуре ИМК. Обычно при наборе по буквам тестового слова все испытуемые если и ошибались, то не более одного раза.

Каждый испытуемый работал во всех трех описанных выше режимах. Режим “Наблюдение” всегда предлагали первым. Порядок следования режимов “Счет” и “Печать” чередовался случайным образом: у 9 испытуемых режим “Счет” следовал перед режимом “Печать”, у 8 испытуемых – наоборот, после режима “Наблюдение” следовал режим “Печать”, а затем режим “Счет”. У последней группы испытуемых перед режимом “Печать” следовала сессия для построения классификатора, которая в существенной степени была схожа с режимом “Счет”, но в ней от испытуемых не требовался какой-либо отчет о количестве подсветок и сама длительность этой сессии была почти в 3 раза меньше, чем в режиме “Счет”.

ЭЭГ регистрировали в восьми отведениях: *Cz*, *Pz*, *O1*, *O2*, *PO3*, *PO4*, *PO7*, *PO8* с частотой оцифровки сигнала 500 Гц. При обработке результатов осуществлялась фильтрация в диапазоне 1–13 Гц (фильтр Баттерворта, порядок фильтрации – 2). Теменно-затылочные отведения из-за большого сходства сигнала были усреднены (после фильтрации) в две затылочные группы: отведения *O1*, *PO3*, *PO7* – в группу *GO1*, отведения *O2*, *PO4*, *PO8* – в группу *GO2*. Для построения классификатора учитывали все перечисленные отведения ЭЭГ по отдельности.

Анализировали амплитуды потенциалов *P300* в отведении *Pz* и *N200* в усредненной группе *GO1* в различных режимах. Максимальное значение *P300* находилось в предварительно отфильтрованной ЭЭГ в отведении *Pz* в диапазоне 300–450 мс после каждой подсветки, значение пика *N200* – в диапазоне 100–270 мс в усредненной группе *GO1*. Далее усредняли полученные амплитуды относительно целевых и нецелевых подсветок. Проводили статистический анализ этих параметров как по группе в целом, так и по отдельным испытуемым. Для группы в целом вычисляли достоверность различий по амплитудам *P300* и *N200* на целевые стимулы между разными режимами работы испытуемых. Для отдельных испытуемых проводили

сравнение не только различных режимов работы, как для всей группы, но и оценивали достоверность различий амплитуд потенциалов на отдельные целевые и нецелевые символы, для этого потребовалось вычислить не только амплитуды компонентов в усредненном ССП, но и амплитуды единичных пиков отфильтрованной ЭЭГ.

Данные обрабатывали в свободно распространяемой программной среде Python 2.7.3, статистические тесты осуществлялись с помощью пакета расширений к данной среде – Scientific Python (SciPy) 0.11.0.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

1. Сравнение усредненных по группе испытуемых пиковых амплитуд пиков *P300* и *N200* на целевые стимулы для разных режимов предъявления стимульной матрицы

Наибольшие амплитуды обоих компонентов *P300* и *N200* в зрительных ССП в среднем выражении по всей группе испытуемых статистически значимо достигаются в условиях наблюдения целевого символа с подсчетом числа его подсветок и последующим контрольным отчетом о суммарном их количестве по всей сессии (рис. 1, “Счет”). В то же время минимальные амплитуды этих компонентов отмечены при условии наблюдения за целевым стимулом без акцента на его подсчет и тем более – на вывод на печать в контуре ИМК.

Следует отметить, что в режиме “Наблюдение” в отличие от остальных двух режимов практически отсутствует компонент *P300* зрительного ССП. Реакции на нецелевые стимулы во всех трех режимах были схожи (пунктирная линия на рис. 1.)

Как видно из рис. 2, среднегрупповая амплитуда обоих компонентов зрительного ВП на целевые стимулы статистически значимо различается при попарном сравнении между режимами по критерию Вилкоксона ($p < 0.05$).

При этом в первую очередь обращает на себя внимание тот факт, что амплитуда компонентов *P300* и *N200* изменяется одинаково и примерно в одинаковых пропорциях при изменении условий привлечения внимания к целевому стимулу (рис. 2).

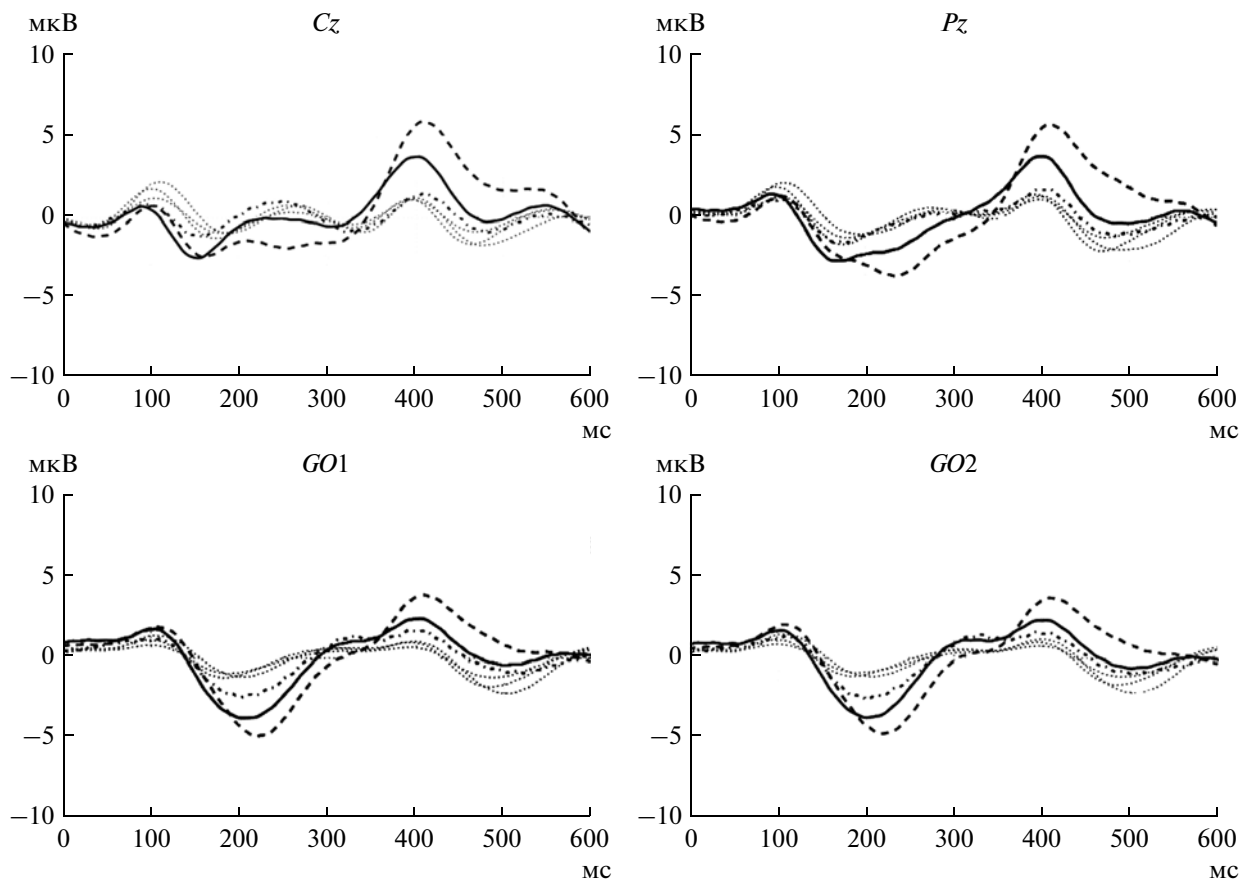


Рис. 1. Связанные с событиями потенциалы для разных режимов привлечения внимания, усредненные по всей группе испытуемых. Режимы работы испытуемых: штрих-пунктирная линия – “Наблюдение”, штриховая – “Счет”, сплошная – “Печать”. По оси абсцисс – время (мс) от момента предъявления стимула (подсветка столбца или строки), по оси ординат – значение усредненного ССП, мкВ. Изображены отведения *Cz*, *Pz* и усреднения затылочных отведений *GO1*, *GO2*.

Fig. 1. ERPs for different tasks and voluntary attention for all group of subjects. Dot-dash line – “just look at target symbol”; dash line – “look at and count flashes”; solid line – “type word according the example”. Axis of abscissas – time (ms) after flash of row or column; axis of the ordinates – value of averaged ERP. *Cz*, *Pz*, *GO1* and *GO2* are shown.

2. Сравнение амплитуд компонентов *P300* и *N200* для целевых и нецелевых стимулов при разных режимах предъявления стимульной матрицы

Почти 90% испытуемых продемонстрировали статистически значимое различие компонентов *P300* и *N200* для целевых и нецелевых стимулов в режиме “Счет”, тогда как в режиме “Печать” это соотношение составляло уже 77 и 59% соответственно (рис. 3). В то же время в режиме “Наблюдение” только 29 и 24% испытуемых показали статистически значимое различие между амплитудами *P300* и *N200* для целевых и нецелевых стимулов (рис. 3).

Как видно из рис. 3, достоверные различия количества случаев надежного различения амплитуд компонентов ССП наблюдаются лишь между режимами “Наблюдение” и “Счет” (для *N200* и *P300*), для компонента *N200* показано достоверное отличие режимов “Наблюдение” и “Печать” (Точный тест Фишера, $p < 0.05$). Различия режимов “Счет” и “Печать” как для *N200*, так и для *P300* оказались статистически незначимы.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Как при сравнении абсолютных амплитуд *P300* и *N200* для целевых стимулов разных режимов, так и при сопоставлении относитель-

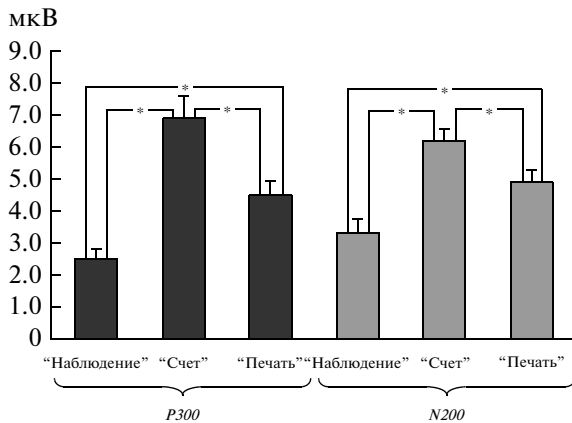


Рис. 2. Усредненные по всей группе испытуемых амплитуды (мкВ) $P300$ и $N200$ в ВП на зрительные стимулы для каждого режима работы. * — $p < 0.05$.

Fig. 2. $P300$ and $N200$ amplitudes for all tasks averaged for all subjects. * — $p < 0.05$.

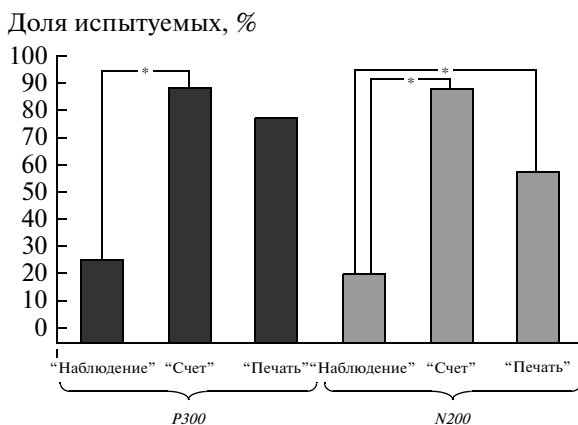


Рис. 3. Доля испытуемых (%), для которых показано достоверное различие амплитуд потенциалов $N200$ или $P300$ между целевыми и нецелевыми стимулами для каждого режима работы. * — $p < 0.05$.

Fig. 3. Part of subjects with statistically significant differences $P300$ and $N200$ amplitudes between target and nontarget stimuli for each type of the task. * — $p < 0.05$.

ного числа испытуемых показавших статистически значимые различия между целевыми и нецелевыми стимулами по обоим компонентам ССП, максимальные оценки достигались при поведенческом тестировании в режиме “Счет”, а минимальные — в режиме “Наблюдение” (рис. 2 и 3). Между тем все испытуемые успешно работали в режиме “Печать”, т.е. в контуре ИМК- $P300$, где точность набора букв по определению зависит от

того, насколько хорошо детектируются различия в реакциях ЭЭГ на целевые и нецелевые стимулы. Казалось, именно в этом режиме должны были наблюдаться наибольшие различия по $P300$ и $N200$ для целевых и нецелевых стимулов, так как только в этом режиме указанные различия становились командным сигналом для исполнения намерения оператора набрать ту или иную букву.

По-видимому, это кажущееся несоответствие полученных данных ожидавшимся результатам демонстрирует тот факт, что принципиальным при дифференциальном детектировании реакций на целевой стимул в режиме “Печать” является не их абсолютная амплитуда и не одномоментное статистически значимое различие амплитуд для целевых и нецелевых стимулов в конкретных парах отведений ЭЭГ. Важным для устойчивого детектирования этих различий оказывается пространственный паттерн ССП, классифицирующие признаки которого вычисляются при непосредственной тренировке алгоритмов распознавания на обучающих выборках, например, на основе метода линейного дискриминанта Фишера. Таким образом, переход от режима “Счет”, где результат поведенческой дискриминации стимулов завершается подсчетом очков, к режиму “Печать”, где этот результат становится командой управления, по-видимому, коренным образом меняет стратегию мозговых механизмов в генерации реакций на внешние стимулы, отдавая приоритет не столько их амплитуде в конкретных отведениях, сколько устойчивости их пространственных признаков.

Еще одним важным для дискуссии фактом, полученным в настоящей работе, поведение компонентов $P300$ и $N200$ при переходе от одного тестового режима к другому, которое оказалось практически одинаковым, как в отношении абсолютной амплитуды компонентов ССП, так и по свойствам различия компонентов ССП для целевых и нецелевых стимулов. Подобный параллелизм в динамике компонентов $P300$ и $N200$ ССП при смене режимов тестирования говорит о том, что, несмотря на различие нейрофизиологических и психофизиологических механизмов, лежащих в основе генерации этих компонентов ССП, их выраженность одинаково определялась единой поведенческой задачей. Этой единой поведенческой задачей, очевидно, было надежное выделение целевого стимула, что в свою очередь требовало совмещения на этом

стимуле фокуса внимания и направления взора оператора. Согласно имеющимся в литературе сведениям именно эта двуединая задача обуславливала синхронную динамику амплитуды P300 и N200 [Brunner et al., 2010; Frenzel et al., 2010; Treder, Blankertz, 2010].

ВЫВОДЫ

1. Успешная работа оператора в контуре ИМК не требует максимальной выраженности компонентов P300 и N200 зрительных потенциалов в ответ на целевые и нецелевые стимулы и максимального их различия в парах отдельных отведений, но опирается на комплекс однонаправленных изменений данных компонентов, позволяющий в режиме реального времени надежно выделять локус внимания оператора в активной символьной матрице.

2. Изменения амплитуды компонентов вызванного потенциала N200 и P300 имеют однонаправленный характер, что отражает одновременность протекания процессов, лежащих в основе фиксации взгляда и фокусировки внимания на целевых стимулах матрицы ИМК.

Работа выполнена при частичной поддержке фонда “Сколково” (грант № 1110034) и Российского национального исследовательского медицинского университета им. 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 интерфейс 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.
- Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д., Мокиенко О.А., Платонов А.К., Пряничников В.Е., Черникова Л.А. Принципы нейрореабилитации, основанные на использовании интерфейса “мозг–компьютер” и биологически адекватного управления экзоскелетом. Физиология человека. 2013. 39(2): 99–113.
- 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): 056013.
- 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.
- Krusienski D.J., Sellers E.W., Cabestaing F. et al. A comparison of classification techniques for the P300 Speller. J. Neural. Eng. 2006. 3(4): 299–305.
- 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.
- Ortner R., Aloise F., Prückl R., Schettini F., Putz V., Scharinger J., Opisso E., Costa U., Guger C. Accuracy of a P300 speller for people with motor impairments: a comparison. Clin. EEG Neurosci. 2011. 42(4): 214–218.
- Piccione F., Giorgi F., Tonin P., Priftis K., Giove S., Silvoni S., Palmas G., Beverina F. P300-based brain–computer interface: reliability and performance in healthy and paralysed participants. Clin. Neurophysiol. 2006. 117(3): 531–537.
- 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.
- Vidal J.J. Real-time detection of brain events in EEG. IEEE Proc. 1977. 65: 633–641.
- 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.
- 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): 252–259.