

УДК 612.822.3+612.825.54

ИНТЕГРАЦИЯ ВИДЕООКУЛОГРАФИИ И ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЗРИТЕЛЬНОГО СЕЛЕКТИВНОГО ВНИМАНИЯ У ЧЕЛОВЕКА

© 2011 г. Н. С. Ермаченко, А. А. Ермаченко, А. В. Латанов

Кафедра высшей нервной деятельности Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова,
e-mail: latanov@neurobiology.ru

Поступила в редакцию 22.12.2010 г.

Принята в печать 13.04.2011 г.

Разработан оригинальный метод, позволяющий осуществлять синхронную регистрацию положения взгляда и электрофизиологических показателей. В частности, с помощью данного метода можно выделять кратковременные фрагменты ЭЭГ, совпадающие по времени с рассматриванием не только единственного зрительного стимула, но и определенной части сложного изображения во время его сканирования взглядом. В качестве примера практического использования метода приводится исследование динамики ЭЭГ при осуществлении задачи зрительного поиска.

Ключевые слова: селективное внимание, зрительный поиск, десинхронизация ЭЭГ, видеоокулография, электроокулограмма.

Integration of Videoculography and Encephelography for Investigation of Visual Selective Attention in Humans

N. S. Ermachenko, A. A. Ermachenko, A. V. Latanov

Lomonosov State University, Moscow,
e-mail: latanov@neurobiology.ru

An original method of EEG recording in combination with eye tracking was developed. Due to the precise synchronization (which can include any amount of various recording devices), it is now possible to record short-time electrophysiological patterns evoked by some visual stimulus. The key feature of the method is the possibility to study not only single effects of a stimulus but to extract electrophysiological records corresponding to some part of complex image scanning.

Key words: selective attention, visual search, event related desynchronization, eye tracking, electroculography.

В современной психофизиологии процессы зрительного селективного внимания изучаются с использованием самых разнообразных подходов и парадигм. В пионерских работах А.Л. Ярбуса [2] показано, что внешние проявления селективного внимания состоят из глазодвигательных паттернов (фиксаций и саккад), отражающих специфику произвольной зрительно-моторной деятельности человека в соответствии с выполнением поставленной задачи. При этом параметры фиксаций и саккад существенным образом зависели от специфики зрительной задачи. Исследования А.Л. Ярбуса

[2] и последующие работы позволили выдвинуть некоторые теории, декларирующие, что внимание перемещается вместе со взглядом и в момент совершения фиксации на некотором зрительном объекте оказывается привлеченным к этому объекту (например, премоторная теория Дж. Риззолатти [21, 22]). В таком случае говорят о совпадении фокусов взгляда и внимания. Однако в настоящее время большинство исследователей сходятся во мнении, что внимание не обязательно привлечено к тому объекту, на котором сфокусирован взгляд [20], но при этом процессы внимания и управления

движениями глаз тесно связаны [23]. Сосуществование таких противоположных представлений о взаимосвязи фокусов взора и зрительного селективного внимания объясняется сложностью его организации [20]. Каждый компонент системы внимания исследуется с использованием специфических парадигм, что в свою очередь определяет полученные результаты.

При изучении процессов селективного зрительного внимания в парадигме произвольного зрительного поиска с использованием метода прослеживания движений глаз обычно не регистрируют какие-либо электрофизиологические показатели (ЭЭГ, вызванные потенциалы (ВП), потенциалы, связанные с событиями (ССП)), ограничиваясь лишь регистрацией и анализом параметров движений глаз [4, 13]. Такое методическое ограничение связано с рядом технических проблем: 1) отсутствие стандартного оборудования, включающего инструментарий для регистрации движений глаз и электрофизиологических реакций; 2) движения глаз производят значительные артефакты, которые затрудняют выделение и анализ электрографических коррелятов произвольной деятельности. В связи с этим многие исследователи отдают предпочтение экспериментальным парадигмам, моделирующим относительно простые компоненты реальной сложной зрительной среды [3, 5, 8, 10, 18]. Такая редукция, несомненно, исключает неопределенность при интерпретации регистрируемых электрофизиологических эффектов, однако не позволяет исследовать произвольную деятельность в условиях, приближенных к реальным, и тем самым ограничивает возможность практического использования научных результатов. При зрительном поиске без регистрации электрофизиологических показателей о ментальной деятельности (в том числе и о внимании) можно судить лишь косвенно, основываясь на параметрах глазодвигательных паттернов, отражающих пространственно-временную динамику взора [6]. Редкое исключение представляет собой работа [7], в которой испытуемым предъявляли до четырех стимулов одновременно: в этом случае для решения задачи зрительного поиска испытуемый совершал не более одной саккады, выделяемой по потенциалам электроокулограммы. В таких условиях оказалось возможным усреднять СПП и связанную с событием десинхронизацию ЭЭГ в определенном частотном диапазоне, относительно момента позиционирования взора на искомом стимуле,

т.е. непосредственно после завершения саккады в его направлении.

При осуществлении какой-либо произвольной деятельности (перцептивной, мнемонической или семантической) нельзя исключить ситуации, когда фокусы взора и внимания, обеспечивающего эту деятельность, могут не совпадать. В связи с этим очевидна необходимость учитывать одновременно как динамику ЭЭГ, так и положение взора. Нам известны три работы, в которых одновременно регистрировали движения глаз и ЭЭГ [9, 15, 25].

В работе С. Серено с соавт. [25] исследованы СПП, регистрируемые при фиксации взора на определенных словах во время чтения целого предложения. В работе В. Кайзер с соавт. [9] исследовали десинхронизацию ЭЭГ, связанную лишь с выполнением одиночных зрительно-вызванных саккад в направлении простых стимулов. В недавней работе А.Р. Николаева с соавт. [15] авторы исследовали эффективность запоминания объектов сложной зрительной сцены при решении задачи по обнаружению последующих изменений в ней. В работе показано, что эффективность запоминания коррелирует с амплитудой потенциалов, предшествующих саккадам, совершаемым испытуемыми во время запоминания объектов. Авторы сделали вывод о том, что успешное запоминание объектов зрительной сцены происходит при совпадении направления внимания и взора в той ее части, где произойдет изменение.

Целью нашей работы является интеграция стандартных методов видеоокулографии и электроэнцефалографии для синхронной регистрации траектории взора и электрографических показателей (ЭЭГ, электроокулограммы (ЭОГ)) при выполнении задачи произвольного зрительного поиска в условиях, приближенных к естественным, — поиск одного релевантного стимула (РС) среди большого числа нерелевантных (НРС).

МЕТОДИКА

В экспериментах участвовали 16 испытуемых (9 мужчин и 7 женщин) в возрасте 21–25 лет (средний возраст — 22.4 ± 1.7 года). Все испытуемые имели нормальное зрение и не страдали неврологическими заболеваниями. Эксперименты проводились с соблюдением основных правил биоэтики.

Использовали экспериментальную парадигму произвольного зрительного поиска, в которой испытуемого инструктировали находить

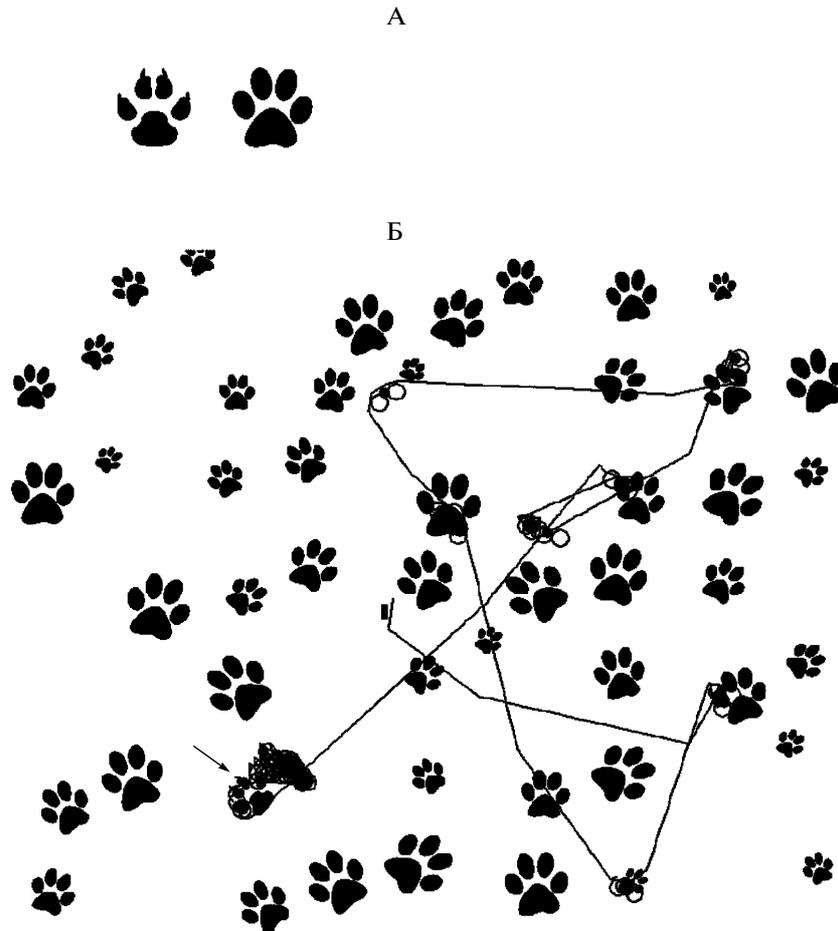


Рис. 1. Зрительные стимулы. *А* – стимулы, используемые в экспериментах, слева – РС, справа – нРС. *Б* – пример тестового изображения с набором стимулов; стрелкой отмечен РС. Линиями обозначены саккады, кружками – фиксации взгляда, регистрируемые при поиске РС.

Fig. 1. Visual stimuli. *A* – relevant (left) and irrelevant (right) stimuli. *B* – example of the test image. The arrow marks relevant stimulus. The lines depict the traces of saccades, circles depict the gaze fixations.

РС, предъявляемый одновременно с 45–57 нРС (рис. 1). Изображение, содержащее набор стимулов, имело размеры 42.9×32.8 угл. град. Освещенность в помещении, где проводились эксперименты, составляла 75 лк.

Во время выполнения задачи регистрировали ЭЭГ, ЭОГ, а также движения левого глаза методом видеорегистрации. Различия в параметрах движений левого и правого глаз были несущественными для нашей задачи, поэтому выбор глаза был обусловлен стремлением к оптимальному взаимному расположению элементов установки. В состав экспериментальной установки входили три компьютера. К одному был подключен электроэнцефалограф (“Medicor 16S”, Венгрия), к другому – видеокамера, а третий использовали для предъявления стимулов на мониторе “Samsung SyncMaster

940N” (Корея), располагаемом в 45 см от глаз испытуемого. Биопотенциалы регистрировали от 8 электродов (Ag/AgCl), расположенных по системе 10–20% (стандартные отведения $F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2$), в качестве референтного использовали объединенный ушной электрод (Ag/AgCl). Фильтрацию биопотенциалов осуществляли в диапазоне 0.5–30 Гц, также использовали режекторный фильтр для частоты 50 Гц. Для биполярной регистрации ЭОГ применяли два чашечковых электрода (Ag/AgCl), расположенных на внешних орбитах обоих глаз (для регистрации горизонтальной составляющей ЭОГ) и два таких же электрода, расположенных над и под орбитой левого глаза (для регистрации вертикальной составляющей ЭОГ). Полоса пропускания потенциалов ЭОГ составляла 0.16–15 Гц. При анализе ЭЭГ исключались

фрагменты с артефактами различной природы с амплитудой более 100 мкВ. Для оцифровки сигналов с частотой 512 Гц использовали аналого-цифровой преобразователь L-154 (ООО «Л Кард», Россия) под управлением программы CONAN [1]. Видеоизображение глаза регистрировали с использованием камеры ACE-560B-92(СНPI) (компания KT&C, Корея), разрешение 720 × 576 пикселей, CMOS матрица, частота 25 Гц). Видеорегистрацию производили в условиях инфракрасной (ИК) подсветки глаза с использованием ИК-светодиодов (TSAL5100, компания Vishay, Германия, $\lambda_{\text{peak}} = 940$ нм). Камеру помещали в тефлоновый корпус, который закрепляли на специальном шлеме, надеваемом на голову испытуемого. Внутри корпуса устанавливали специальные светодиоды (TSAL5100) для ИК-засветки камеры на 100 мс с целью синхронизации видеосигнала с биопотенциалами.

Камеру подключали к компьютеру через USB-порт, и получаемое с нее изображение в режиме реального времени записывали на жесткий диск с использованием программы MS Video Maker. Перед объективом камеры устанавливали фильтр, пропускающий свет только в ИК-диапазоне (>940 нм), что позволяло значительно увеличить контраст между зрачком (самая темная область) и остальной частью изображения глаза.

В экспериментах испытуемым предъявляли по 100 чередующихся контрольных и тестовых изображений (рис. 1). В качестве контрольного изображения предъявляли паттерн, состоящий из 4 стимулов размером 2 угл. град. (по форме эквивалентных РС в тестовом изображении), расположенных в углах воображаемого прямоугольника со сторонами 8 × 6 град. по центру зрительного поля. На тестовых изображениях размер (в пределах 1–3 град.) и ориентацию (повороты в пределах ±60 град. относительно вертикали) всех nPC и одного PC меняли псевдослучайным образом. Положение PC среди nPC, а также число последних (от 45 до 57) меняли в псевдослучайном порядке. Стимулы могли касаться друг друга, но не перекрываться.

При экспозиции контрольного изображения испытуемых инструктировали последовательно фиксировать взор примерно на 2 с на всех стимулах произвольным образом, после чего экспериментатор включал следующее тестовое изображение. При экспозиции тестового изображения испытуемых инструктировали находить PC и фиксировать на нем взор до смены изображения на контрольное. В период

между моментом нахождения PC и включением следующего контрольного изображения испытуемые не совершали ни одной саккады.

Продолжительность экспозиции тестового изображения зависела от времени выполнения задачи испытуемым (ограничений по времени не было, и поиск обычно занимал 2–4 с). Продолжительность эксперимента составляла около 30 мин.

Треки движений взора при просмотре контрольного изображения использовали для калибровки координат взора, а динамику ЭЭГ при фиксации последнего стимула на контрольном изображении – в качестве контроля при сравнении с динамикой ЭЭГ в задаче зрительного поиска.

Динамику ЭЭГ анализировали с помощью метода расчета десинхронизации, связанной с событием (ДСС), предложенного Г. Пфуртшеллером и А. Аранибаром [17]. Данный метод включает следующие преобразования ЭЭГ:

- фильтрация исходных сигналов в заданном частотном диапазоне (в нашем исследовании – 8–13 Гц);
- возведение полученных значений в квадрат;
- усреднение по реализациям;
- сглаживание усредненных значений методом скользящего среднего (с временным окном длительностью 60 мс с шагом 2 мс);
- вычисление базового уровня амплитуды колебаний (средний уровень в течение 1 с перед началом фиксации взора на PC);
- вычисление относительных амплитуд колебаний в процентах от базового уровня по формуле $100(Px - Pr)/Pr$, где Px – мощность в исследуемом интервале, Pr – усредненная мощность в референтном интервале.

В задаче зрительного поиска в качестве точки отсчета для выделения фрагментов ЭЭГ использовали момент нахождения PC (совершения на нем фиксации взора). Таким моментом считали максимум модуля амплитуды ЭОГ, соответствующей совершению саккады, необходимой для позиционирования взора на PC. В контроле таким же способом выделяли фрагменты ЭЭГ от момента начала фиксации взора на последнем стимуле. Для анализа использовали фрагменты ЭЭГ длительностью 3 с (1 с до начала фиксации взора на стимулах и 2 с – после). Расчеты производили для каждого испытуемого в отдельности.

Для оценки выраженности ДСС для каждого испытуемого вычисляли ее интегральную вели-

чину, численно равную модулю суммы всех значений отрицательной амплитуды в интервале 0–2000 мс относительно начала фиксации взора на стимулах. Таким образом, выраженность ДСС (по интегральной величине) прямо зависела от ее продолжительности и амплитуды. Результаты дисперсионного факторного анализа получены в результате обработки интегральных величин ДСС, вычисленных по 8 отведениям для каждого из 16 испытуемых. С использованием однофакторной модели проверяли влияние фактора “отведение” (с уровнями “F3”, “F4”, “C3”, “C4”, “P3”, “P4”, “O1” и “O2”) на интегральную величину ДСС при поиске и контроле. С использованием двухфакторной модели проверяли влияние фактора “парадигма” (с уровнями “поиск” и “контроль”) и фактора “отведение” (с уровнями “F3”, “F4”, “C3”, “C4”, “P3”, “P4”, “O1” и “O2”) на интегральную величину ДСС.

При смене изображений с контрольного на тестовое и наоборот (момент смены определялся экспериментатором на основании мониторинга положения взора) одновременно происходили следующие события:

- регистрация этого события в отдельном файле;
- кратковременное (примерно на 100 мс) включение светодиода, расположенного около камеры для засветки изображения, получаемого с камеры (при этом испытуемый не видел светодиода, поскольку он скрыт от него тефлоновым корпусом);
- подача сигнала на цифровой вход электроэнцефалографа.

Для определения момента нахождения испытуемым РС необходимо было синхронизировать все регистрируемые потоки данных. Установление синхронизации производили в два этапа.

1. Приблизительное определение момента окончания поиска с использованием видеозаписи движений глаз. Точность такой синхронизации составляла не менее 120 мс (по включению светодиода на 100 мс, производящего засветку трех кадров, регистрируемых камерой).

2. Более точное определение момента окончания поиска осуществляли по последней саккаде (по пику ЭОГ), после которой испытуемый фиксировал взор на РС. Точность определения этого пика составляла 1/30 с (из-за искажения ЭОГ в результате фильтрации с использованием фильтра нижних частот 15 Гц).

Необходимо отметить, что ЭЭГ и ЭОГ регистрировали на одном электроэнцефалографе. Однако описанный ниже способ применения оптронов позволяет синхронизировать биопотенциалы (ЭЭГ, ЭОГ) и любые другие показатели, регистрируемые на отдельных приборах.

На рис. 2 приведены схемы синхронизации. Использование оптронов (рис. 2, 2Б, 2В) позволяет избежать объединения нескольких сложных электронных устройств в одну цепь, что запрещено условиями техники безопасности. Кроме того, время срабатывания оптрона (сотни микросекунд) примерно на порядок выше времени срабатывания любого реле. Такое быстрое время срабатывания оптрона в большинстве подобных исследований может считаться условно “мгновенным”, что дает возможность синхронизации таким способом не только двух, как в нашем случае, но и сколь угодно большого числа отдельных потоков данных, регистрируемых разными устройствами.

Еще один существенный аспект описываемой технологии заключается в том, что синхронизирующий сигнал-метка посылается из одного источника на несколько других и фиксируется в соответствующих потоках данных одновременно с использованием исключительно аппаратных средств. Программное взаимодействие с несколькими устройствами в среде Microsoft Windows на сегодняшний день не позволяет достичь необходимой точности. Хотя скорость работы современных компьютеров и достаточна для этого, в операционных системах Microsoft Windows не лимитировано время задержки, и оно может быть сколь угодно велико. В совокупности с тем, что программное взаимодействие с несколькими устройствами фактически осуществляется не одновременно, а последовательно, гарантировать синхронизацию можно только при использовании аппаратных средств.

Таким образом, описанный метод обладает следующими принципиальными особенностями, каждая из которых была рассмотрена выше:

- высокая точность синхронизации потоков данных;
- отсутствие электрического контакта между регистрирующими устройствами (между электроэнцефалографом и компьютерами), что является необходимым условием техники безопасности в электрофизиологическом эксперименте;
- независимость точности синхронизации от программных средств, работающих в среде Microsoft Windows;

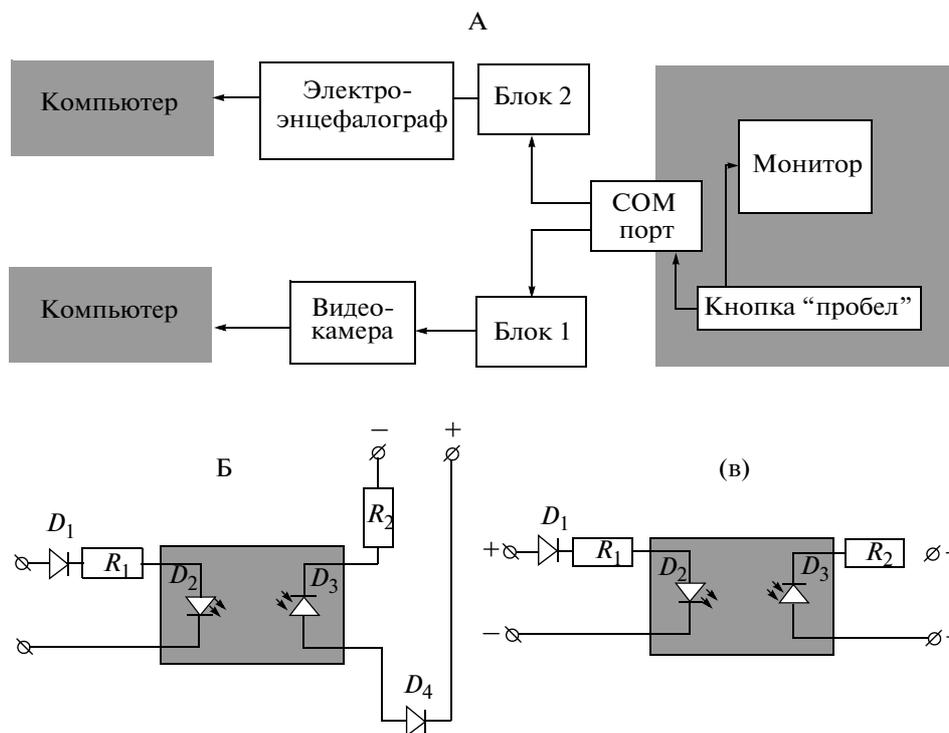


Рис. 2. Общая схема синхронизации (А) и схемы участков цепи “Блок 1” (Б) и “Блок 2” (В) с оптронами (серые прямоугольники) и светодиоидом, засвечивающим камеру (D_4). R_1 и R_2 – сопротивления, D_1 – полупроводниковые диоды, D_2 – светодиоиды, D_3 – фотодиоды.

Fig. 2. Principal synchronization scheme (A) and its detailed parts: “unit 1” (B) and “unit 2” (B) with optorelays (grey blocks) and light-emitting diode for camera exposure (D_4). R_1 and R_2 – resistances, D_1 – semiconductor diodes, D_2 – light-emitting diodes, D_3 – photodiodes.

- возможность установления метки фактически одновременно в любом количестве потоков данных, регистрируемых отдельными приборами.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

С использованием разработанного метода мы исследовали динамику амплитуды колебаний биопотенциалов в диапазоне альфа-ритма при выполнении задачи произвольного зрительного поиска. За время поиска испытуемые совершали несколько саккад и фиксаций взора на нРС (рис. 1, 1Б), а после нахождения РС в соответствии с инструкцией фиксировали на нем взор. Сразу после начала фиксации взора на РС во всех областях отмечалась продолжительная (около 2 с) ДСС в альфа-диапазоне (8–13 Гц, рис. 3). Подобная динамика ДСС выявлена у всех испытуемых. Усредненная по всем испытуемым относительная амплитуда ДСС составляла от –30 до –42% в разных отведениях. Амплитуда и продолжительность ДСС при поиске были больше в лобных по сравнению с

другими отведениями. Региональные различия выраженности ДСС (по интегральной величине) оказались высокодостоверными по результатам однофакторного дисперсионного анализа ($F(7.120) = 2.93, p < 0.007$).

В контроле во время последней фиксации также отмечалась ДСС, однако ее продолжительность и амплитуда были существенно меньше, чем во время фиксации взора на РС при поиске. Усредненная амплитуда ДСС (по всем отведениям у всех испытуемых) в контроле составляла около 21%. При этом выраженность ДСС (по интегральной величине) незначительно варьировала по отведениям, и влияние фактора “отведение” по результатам однофакторного дисперсионного анализа оказалось недостоверным ($F(7.120) = 0.40, p < 0.898$).

Большая выраженность ДСС (по интегральной величине) при поиске по сравнению с контролем подтверждается результатами двухфакторного дисперсионного анализа: влияние фактора “парадигма” (с уровнями “поиск” и “контроль”) оказалось высокодостоверным ($F(15, 120) = 32.05, p < 0.0001$). При этом влия-

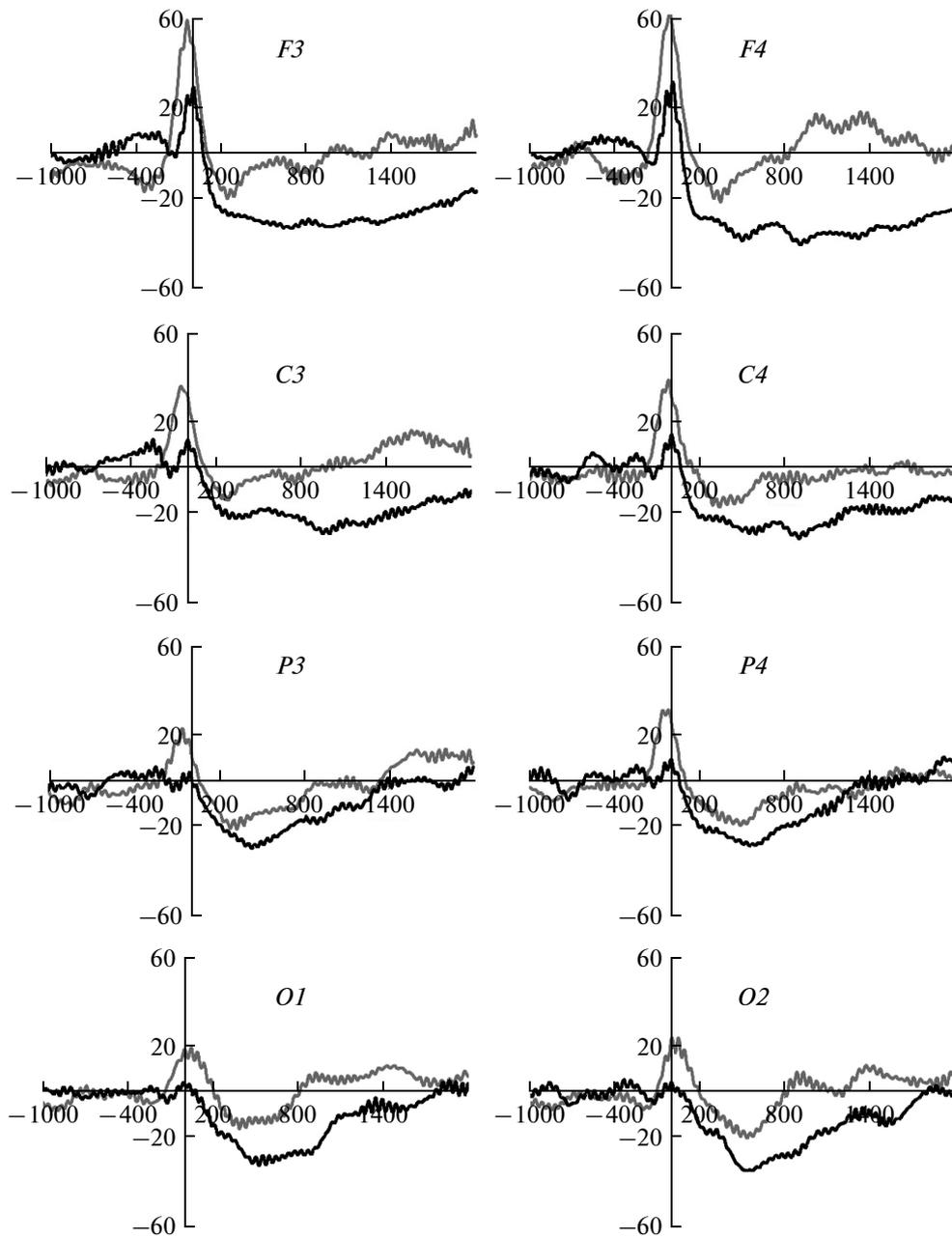


Рис. 3. Усредненная по всем испытуемым динамика относительной амплитуды потенциалов в альфа-диапазоне, вычисленная по методу Г. Пфуртшеллера и А. Аранибара [17]. По оси абсцисс – время, мс (0 – момент начала фиксации взгляда на РС, соответствующий максимуму саккады, определяемому по ЭОГ); по оси ординат – относительная амплитуда ДСС по сравнению с базовым уровнем (в интервале от –1000 до 0 мс), %. Темная линия – ДСС при поиске, светлая линия – ДСС в контроле. Положительные значения соответствуют синхронизации (увеличение амплитуды потенциалов в альфа-диапазоне), отрицательные – десинхронизации (уменьшение амплитуды потенциалов в альфа-диапазоне).

Fig 3. The dynamics of relative potential amplitude in alpha range averaged over all subjects. Relative amplitude was calculated by the method introduced by G. Pfurtscheller and A. Aranibar [17]. X-axis – time in ms (zero moment corresponds to onset of gaze fixation on relevant stimulus defined by EOG maximum, achieved during a saccade); Y-axis – relative amplitude of potentials (%) of visual search (black line) and control (grey line). Positive amplitude corresponds to synchronization (amplification of potentials in alpha range), negative amplitude corresponds to desynchronization (attenuation of potentials in alpha range).

ние фактора “отведение” по модели двухфакторного дисперсионного анализа было недо-
стоверным ($F(15,240) = 1.61, p < 0.133$).

В контроле в период от -200 до 100 мс регистрировалась значительная синхронизация (увеличение амплитуды) потенциалов (рис. 3, светлая линия), которая соответствовала артефакту от саккады (см. алгоритм определения точек отсчета в разделе “Методика”). Выраженность такого артефакта объясняется большой амплитудой потенциалов ЭОГ, которые отражают саккады, перемещающие взор на $6-8$ град. Подобная синхронизация регистрировалась и при осуществлении поиска, однако ее амплитуда была существенно меньше из-за меньших амплитуд саккад при поиске. Как в контроле, так и при поиске амплитуда такой синхронизации снижалась в каудальном направлении (от лобных к затылочным отведениям).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Стандартные поведенческие методы, используемые для исследования произвольной деятельности человека при навигации в сложной зрительной среде с целью поиска и распознавания объектов, заключаются в регистрации вербальных, мануальных или глазодвигательных реакций с последующим анализом их параметров (вероятности, времени реакции и пр.) [2, 4, 6, 13, 21–23]. При этом о функциональном состоянии ЦНС испытуемых можно судить лишь косвенно, что затрудняет какую-либо нейрофизиологическую интерпретацию полученных результатов. Нельзя также исключить ситуации, когда при выполнении какой-либо зрительно-моторной задачи (например, при навигации по сложному зрительному полю) ментальная деятельность испытуемого может быть не связана с событиями, происходящими в пределах фокуса его взора (зоны предметного зрения). Такие ситуации обычны в операторской деятельности (в том числе с использованием систем видеонаблюдения) и являются предметом тщательного исследования для решения проблем обеспечения безопасности в различных сферах деятельности человека [12, 24]. Кроме того, сходные проблемы возникают в психиатрической практике, например при аутизме [16] и синдроме дефицита внимания [14], когда для оценки состояния испытуемых используют только поведенческие показатели. С другой стороны, стандартные нейрофизиологические исследования (с регистрацией ЭЭГ, ВП, ССП) ограничены парадигмами, исключая

юшими какие-либо двигательные компоненты, сопровождающие поведенческую деятельность [3, 5, 8, 10, 18]. Поэтому интеграция видеоокулографии и электроэнцефалографии позволяет преодолеть разрыв между поведенческим и нейрофизиологическим уровнями исследования произвольной деятельности.

В упомянутых нами работах [9, 15, 25] одновременно регистрировали движения глаз и ЭЭГ. Так, в работе С. Серено с соавт. [25] исследованы ССП, регистрируемые при фиксации взора на определенных словах во время чтения целого предложения, когда испытуемые совершали последовательные саккады и фиксации. Процесс чтения текстов обеспечивается такими же глазодвигательными паттернами, как и процесс зрительного поиска. Поэтому наш методический подход аналогичен технологии, которая применялась в указанной работе. Для регистрации движений глаз авторы этой работы использовали трекер SRI Dual Purkinje Eye-tracker (“Fourward Technologies, Inc.”, США), принцип работы которого основан на измерении угла между образами Пуркинье – Сансона, отражающимися от различных частей поверхности глаза при его освещении светом в ИК-диапазоне. Трекеры такого типа обеспечивают высокую частоту регистрации движений глаз (в упомянутой работе она составляла 1000 Гц), что позволяет усреднять параллельно регистрируемые фазово-синхронные сигналы (ССП). В работе В. Кайзер с соавт. [9] применяли трекер Tobii 1750 Eye Tracker (“Tobii Technologies Inc.”, Швеция) с частотой регистрации видеосигнала 50 Гц. Авторы анализировали ДСС, связанную с подготовкой и выполнением зрительно-вызванных саккад к простым стимулам (белое пятно малого размера) на расстояние 15 град. вверх, вниз, налево и направо относительно точки фиксации в центре поля зрения. В работе А.Р. Николаева [15] авторы исследовали параметры движений глаз и потенциалы, предшествующие саккадам, во время запоминания сложной зрительной сцены. Для регистрации движений глаз в данной работе использовался трекер EyeLink 1000/Tower (“SR Research Ltd.”, Канада) с частотой регистрации видеоизображения 500 Гц.

Во всех трех цитированных работах не приводится описание аппаратных и программных способов синхронизации трекеров с электроэнцефалографами, что исключает сравнение таких технологических особенностей. Кроме того, в этих работах применялись разные экспериментальные парадигмы для исследования различ-

ной деятельности, включающей процессы внимания, восприятия, памяти, подготовки и осуществления целенаправленных движений.

Отличие нашей методики от подходов, описанных в цитированных работах, состоит в использовании видеокамеры с меньшей частотой видеорегистрации (25 Гц), и дополнительное использование ЭОГ для идентификации саккад позволяет достичь точности синхронизации около 30 мс (с учетом искажения формы потенциалов ЭОГ в результате фильтрации). Тем не менее этого вполне достаточно для синхронизации движений глаз и мощности потенциалов ЭЭГ (фазово-несинхронных сигналов).

В качестве примера использования интегрированной методики нами проведено исследование динамики амплитуды потенциалов ЭЭГ при выполнении задачи произвольного зрительного поиска. Согласно нашим результатам фиксация взгляда на РС приводит к выраженной ДСС в альфа-диапазоне. Подобная ДСС описана в работах с использованием экспериментальных парадигм, в которых не регистрировали какие-либо двигательные компоненты [7, 10, 11, 17–19, 26]. Уменьшение амплитуды потенциалов в альфа-диапазоне традиционно связывают с активацией мозга, отражающей вовлечение различных процессов внимания [10, 11, 17–19]. В наших экспериментах показано, что активация (ДСС), отражающая результат поиска РС, более выражена, чем в контроле (без поиска) (рис. 3). Это свидетельствует о разной степени активации мозга в зависимости от уровня сложности произвольной деятельности: процесс поиска РС завершается большей активацией, чем стереотипное последовательное рассматривание одинаковых стимулов. Разработанная нами технология позволяет получить результаты, сопоставимые с данными других исследований, выполненных с использованием более простых парадигм, не включающих двигательные компоненты [10, 11, 17–19]. Это обосновывает правомерность усложнения экспериментальных парадигм, в которых оказывается возможным анализировать динамику потенциалов ЭЭГ при осуществлении произвольной зрительно-моторной деятельности в условиях, приближенных к естественным.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный нами метод позволяет синхронизировать потенциалы ЭЭГ и изменения направления взгляда испытуемых при выполнении ими различных зрительно-моторных задач.

Оригинальная оптическая система для регистрации положения (трекинга) взгляда используется для контроля выполнения испытуемым моторного компонента задачи. Это позволяет предъявлять испытуемому сложные изображения, навигация по которым требует совершения нескольких саккад и фиксаций с целью поиска нужной информации. Регистрируемая при этом ЭЭГ отражает функциональное состояние его мозга, которое коррелирует с эффективностью выполнения когнитивной задачи. Таким образом, синхронизированные потоки различных данных взаимно дополняют друг друга при комплексном анализе различных аспектов деятельности испытуемых, что существенно расширяет круг экспериментальных парадигм, применяемых в современной психофизиологии.

БЛАГОДАРНОСТИ

Мы выражаем искреннюю благодарность Сергею Львовичу Шишкину (кафедра физиологии человека и животных биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова) за детальную конструктивную критику и рекомендации по улучшению экспериментальной парадигмы.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 09-04-00350).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология. М.: Изд-во МГУ, 2002. 379 с.
2. Ярбус А.Л. Роль движений глаз в процессе зрения. М.: Наука, 1965: 126–148.
3. Azizian A., Freitas A.L., Watson T.D., Squires N.K. Electrophysiological correlates of categorization: P300 amplitude as index of target similarity. *Biol. Psychol.* 2006. 71: 278–288.
4. Duncan J., Humphreys G. Visual search and stimulus similarity. *Psychol. Rev.* 1989. 96: 433–458.
5. Fabiani M., Gratton G., Federmeier K.D. Event-Related Brain Potentials: Methods, Theory, and Applications. *Handbook of psychophysiology (3rd Edition)*. Eds Cacioppo J.T., Tassinari L.G., Berntson G.G. Cambridge: Cambridge University Press. 2007: 85–119.
6. Findlay J.M., Gilchrist I.D. Eye guidance during visual search. *Eye Guidance in Reading and Scene Perception*. Ed. Underwood G. Oxford: Elsevier. 1998: 295–312.
7. Gomarus H.K., Althaus M., Wijers A.A., Minderaa R.B. The effects of memory load and stimulus relevance on the EEG during a visual selective memory search

- task: an ERP and ERD/ERS study. Clin. Neurophysiol. 2006. 117: 871–884.
8. Hillyard S.A. Electrophysiology of human selective attention. Trends Neurosci. 1985. 8: 400–405.
 9. Kaiser V., Brunner C., Leeb R., Neuper Ch., Pfurtscheller G. Investigation of cue-based vertical and horizontal eye movements with electroencephalographic and eye-tracking data. Clin. Neurophysiol. 2009. 120(11): 1988–1993.
 10. Klimesch W., Doppelmayr M., Pachinger T., Russegger H. Event-related desynchronization in the alpha band and the processing of semantic information. Cogn. Brain Res. 1997. 6: 83–94.
 11. Klimesch W., Sauseng P., Hanslmayr S. EEG alpha oscillations: the inhibition-timing hypothesis. Brain Res. Rev. 2007. 53: 63–88.
 12. McCarley J.S., Kramer A.F., Wickens C.D., Vidoni E.D., Boot W.R. Visual skills in airport-security screening. Psychol. Sci. 2004. 15(5): 302–306.
 13. Motter B.C., Holsapple J. Saccades and covert shifts of attention during active visual search: spatial distributions, memory, and items per fixation. Vision Res. 2007. 47: 1261–1281.
 14. Mullane J.C., Klein R.M. Literature review: visual search by children with and without ADHD. J. Atten. Disord. 2008. 12(1): 44–53.
 15. Nikolaev A.R., Nakatani C., Plomp G., Jurica P., van Leeuwen C. Eye fixation-related potentials in free viewing identify encoding failures in change detection. NeuroImage. 2011. 56(3): 1598–1607.
 16. Norbury C.F., Brock J., Cragg L., Einav S., Griffiths H., Nation K. Eye-movement patterns are associated with communicative competence in autistic spectrum disorders. J. Child Psychol. Psychiatry. 2009. 50(7): 834–842.
 17. Pfurtscheller G., Aranibar A. Event-related cortical synchronization detected by power measurements of scalp EEG. EEG a. Clin. Neurophysiol. 1977. 42: 817–826.
 18. Pfurtscheller G., Klimesch W. Functional topography during a visuoverbal judgement task studied with event-related desynchronization mapping. J. Clin. Neurophysiol. 1992. 9: 120–131.
 19. Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. Clin. Neurophysiol. 1999. 110: 1842–1857.
 20. Posner M.I., Rueda M.R., Kanske P. Probing the mechanisms of attention. Handbook of Psychophysiology (3rd Edition). Eds Cacioppo J.T., Tassinari L.G., Berntson G.G. Cambridge: Cambridge Univ. Press. 2007: 410–432.
 21. Rizzolatti G., Riggio L., Sheliga B.M. Space and selective attention. Attention and Performance. V. XV. Eds Umiltà C., Moscovitch M. Cambridge: MIT Press. 1994: 231–265.
 22. Rutishauser U., Koch C. Probabilistic modeling of eye movement data during conjunction search via feature-based attention. J. Vision. 2007. 6: 1–10.
 23. Sarter N.B., Mumaw R.J., Wickens C.D. Pilots' monitoring strategies and performance on automated flight decks: an empirical study combining behavioral and eye-tracking data. Hum. Factors. 2007. 49(3): 347–357.
 24. Sereno S.C., Rayner K., Posner M.I. Establishing a time-line of word recognition: evidence from eye movements and event-related potentials. Neuroreport. 1998. 9: 2195–2200.
 25. Shaw J.S. The Brain's Alpha Rhythms and the Mind. Amsterdam: Elsevier Sci. B. V. 2003. 337 p.

Сдано в набор 21.11.2011 г.

Подписано к печати 16.01.2011 г.

Формат бумаги 60 × 88¹/₈

Цифровая печать

Усл. печ. л. 16.0

Усл. кр.-отт. 2.7 тыс.

Уч.-изд. л. 16.0

Бум. л. 8.0

Тираж 137 экз.

Зак. 999

Учредитель: Российская академия наук

Издатель: Академиздатцентр "Наука", 117997 Москва, Профсоюзная ул., 90

Адрес редакции: 117485 Москва, ул. Бултерова, 5а, комн. 320. Тел. 334-84-19

Оригинал-макет подготовлен МАИК "Наука/Интерпериодика"

Отпечатано в ППП "Типография "Наука", 121099 Москва, Шубинский пер., 6