

## Метод проверки гипотез на базе статистической обработки разнородных электроэнцефалографических данных

Е. А. Меркулова<sup>1</sup>, В. Е. Зюбин<sup>2</sup>, Г. Г. Князев<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *НИИ физиологии и фундаментальной медицины*

<sup>2</sup> *Институт автоматизации и электрометрии СО РАН  
Новосибирск, Россия*

### Аннотация

Предложен подход для автоматизации проверки гипотез на основе обработки разнородных ЭЭГ-данных. Подход базируется на наборе MATLAB-скриптов, использующих библиотеки EEGLAB, NeuroElf, Alphasim, spm8, Mediation toolbox, и программном пакете sLORETA. Разработанный инструментальный позволяет проводить унификацию ЭЭГ-записей, сделанных на различном оборудовании, восстановление утраченных данных, 3D-реконструкцию источников мозговой активности по исходным ЭЭГ-данным и медиационный анализ.

### Ключевые слова

проверка гипотез, электроэнцефалограмма, обработка экспериментальных данных, медиационный анализ

### Благодарности

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках научного проекта № 17-18-01019

### Для цитирования

Меркулова Е. А., Зюбин В. Е., Князев Г. Г. Метод проверки гипотез на базе статистической обработки разнородных электроэнцефалографических данных // Вестник НГУ. Серия: Информационные технологии. 2019. Т. 17, № 1. С. 61–71. DOI 10.25205/1818-7900-2019-17-1-61-71

## Method of Hypotheses Proving Based on Statistical Processing of Heterogeneous EEG Data

E. A. Merkulova<sup>1</sup>, V. E. Zyubin<sup>2</sup>, G. G. Knyazev<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *State Scientific-Research Institute of Physiology & Basic Medicine*

<sup>2</sup> *Institute of Automation and Electrometry SB RAS  
Novosibirsk, Russian Federation*

### Abstract

This article describes the automatization of the hypothesis proving with heterogeneous EEG data obtained using different equipment (Neuroscan and Brain Products). EEG data is recorded from the head surface of the subjects by a helmet, which has 118–128 electrodes (channels). The subject undergoes various tests (trials) during the experiment. The EEG data is divided into parts, in accordance with the trials. The connection between electrodes and head is unreliable, some channels may be lost because of the signal weakness. The approach includes unification of EEG-recordings, restoring of lost channels, 3D reconstruction of brain activity and conducting a mediation analysis. Raw data is overwritten in a unified order. Unmatched channels are excluded. Single corrupted channels are restored by spherical spline interpolation. 3D localization of brain activity is based on the inverse problem. The localization is conducted in the functional areas of the cerebral cortex, according to the Talayrak atlas using the MN method. Reconstruction is carried out separately for each trial, and for each of the five standard frequency ranges. The results are recorded in the NIFTI format, focused on the voxel representation. Then a multi-level mediation analysis is carried out. The coordinates of the discovered clusters are compared to the brain map and serve as a basis for interpreting and verifying neurophysiological hypotheses. The approach was implemented as a set of MATLAB scripts, libraries: EEGLAB, NeuroElf, Alphasim, spm8, Mediation toolbox, and the sLORETA software package. The created tools

have been practically tested in the processing of neurophysiological experiments on social interaction. Created scripts can be used to test a wide class of neurophysiological hypotheses.

*Keywords*

hypothesis proving, electroencephalography, data processing, 3D reconstruction, mediation analysis

*Acknowledgments*

The study was supported by the Russian Science Foundation (RSF) under Grant № 17-18-01019

*For citation*

Merkulova E. A., Zyubin V. E., Knyazev G. G. Method of Hypotheses Proving Based on Statistical Processing of Heterogeneous EEG Data. *Vestnik NSU. Series: Information Technologies*, 2019, vol. 17, no. 1, p. 61–71. (in Russ.) DOI 10.25205/1818-7900-2019-17-1-61-71

В начале второго десятилетия XXI в. нейрофизиология уверенно перешла с уровня изучения анатомии мозга на уровень изучения мыслительных процессов, что обусловлено развитием как методов измерения, так и методов обработки данных. Наиболее популярные методы получения исходных данных – магнитно-резонансная томография (МРТ) и электроэнцефалография (ЭЭГ). МРТ обеспечивает выделение активных зон в мозгу по признаку повышения в них уровня кислорода с высоким пространственным разрешением (порядка 1 мм) [1]. Методы ЭЭГ привлекательны тем, что нейронная активность регистрируется непосредственно [2] – в ЭЭГ измеряются колебания напряжения на поверхности головы, возникающие в результате ионного тока в нейронах мозга. При этом существуют хорошо зарекомендовавшие себя методы, реализованные, например, в пакете программ sLORETA [3], которые по снятым с поверхности головы ЭЭГ-сигналам определяют источники этих сигналов внутри мозга. Таким образом, методами ЭЭГ можно исследовать быстротекущие мозговые процессы [4].

В Лаборатории дифференциальной психофизиологии Института физиологии и фундаментальной медицины в течение последнего десятилетия активно проводятся исследования, включающие сбор ЭЭГ-данных. Накопленные значительные объемы экспериментальных данных позволяют повторно использовать эти данные для проверки новых гипотез. Однако, поскольку экспериментальная база – как приборная, так и программная – в течение этого времени несколько раз обновлялась, накопленные данные разнородны, и их обработка сопряжена с большим объемом рутинных ручных операций. Создание «с нуля» проприетарного программного обеспечения, автоматизирующего этот процесс, чрезвычайно трудоемко [5], поэтому остро стоит проблема поиска варианта переиспользования уже существующих открытых программных компонентов для обработки разнородных ЭЭГ-данных.

В статье описан автоматизированный подход к проверке гипотез с использованием разнородных ЭЭГ-данных: описываются программно-инструментальные средства получения экспериментальных данных, разработанные алгоритмы их предварительной обработки и унификации, способы восстановления, в том числе 3D реконструкции, и общая схема проверки гипотез методом медиационного анализа.

### Программно-инструментальные средства получения ЭЭГ-данных

Проверка гипотез проводится статистическими методами на основании данных, получаемых через обследование испытуемых. Данные включают результаты анкетирования испытуемого (пол, возраст, социальное положение, национальность и т. д.) и компьютерные записи, сделанные во время эксперимента.

Для проведения эксперимента на голову пациента надевается специальный ЭЭГ-шлем, на котором расположены электроды, соединенные с электроэнцефалографом. На каждом электроде измеряется электрический потенциал, который записывается с частотой 1 кГц. За нулевой потенциал принимается потенциал электрода в районе темени.

Эксперимент (рис. 1) состоит в выполнении испытуемым элементарных тестовых заданий, называемых *эпохами*: сначала на монитор, расположенный перед испытуемым, выво-

дится картинка – стимулирующее воздействие (фотография человеческого лица, выражающего некоторое эмоциональное состояние), и текст с вариантами реакции (список возможных действий); с помощью клавиатуры испытуемый выбирает один из вариантов, после чего запускается следующая эпоха.

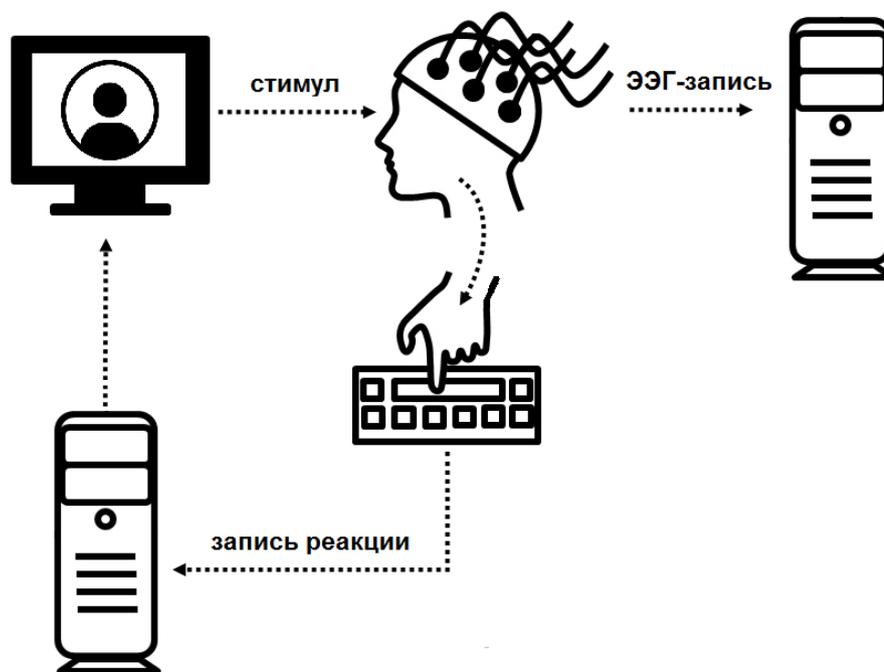


Рис. 1. Схема эксперимента по получению исходных данных для анализа

Fig. 1. The experimental scheme for obtaining source data for analysis

Эксперимент проводится в автоматическом режиме. Выдачу стимулов и регистрацию реакции осуществляет программа управления экспериментом INQUISIT<sup>1</sup>. Запись данных производится при помощи электроэнцефалографов компаний Neuroscan (ЭЭГ-шлем имеет 118 электродов) или Brain Products (ЭЭГ-шлем имеет 128 электродов) и соответствующего фирменного ПО.

После проведения эксперимента с помощью прибора FASTRAK digitizer (Polhemus)<sup>2</sup> измеряются координаты электродов ЭЭГ-шлема и так называемых референтных точек, которые характеризуют форму головы испытуемого. Местоположение референтных точек определяется по стандартизированной процедуре относительно ушей, носа и затылка [6].

Таким образом, во время эксперимента создаются четыре файла: файл с записью ЭЭГ-сигналов (cnt-файл), содержащий метки начала эпох, файл протокола эксперимента (с данными о стимуле, времени и типе реакции), файл координат электродов и файл координат референтных точек. Совместно с результатами анкетирования испытуемого эти четыре файла образуют исходный набор данных отдельного эксперимента, из которых собирается база данных.

Из-за различий в оборудовании (разное количество электродов) собранная база данных существенно разнородна: при использовании оборудования компании Neuroscan записывается 118 каналов, а при использовании оборудования компании BrainProducts – 128. Совпадающих каналов только 98. Также различается и порядок записи каналов. Кроме того, из-за

<sup>1</sup> Inquisit 5 Help, *Millisecond Software*, 2016. URL: <https://www.millisecond.com/> (accessed 12.11.2018).

<sup>2</sup> FASTRAK: 3D Digitizer & Quad Sensor Motion Tracker, *Polhemus*, 2008. URL: <https://polhemus.com/motion-tracking/all-trackers/fastrak> (accessed 12.11.2018).

изменений во внутрилабораторных стандартах часть протоколов экспериментов записана в простом текстовом виде, а часть – в html-формате. Файлы протоколов отличаются и по информационной структуре.

Дополнительная сложность использования снятых данных обусловлена низким уровнем полезного сигнала: мышечные напряжения в области головы (скулы, глаза, язык и т. д.) приводят к появлению так называемых «артефактов» – паразитных импульсов, которые заглушают сигналы нейронной активности. Также недопустимое искажение сигнала может возникнуть и при плохом контакте датчика с поверхностью головы. Нарушение контакта может возникнуть как из-за некачественного крепления электрода лаборантом, так и из-за резких движений головой испытуемого.

### Методы обработки и унификации ЭЭГ-данных

Подготовку ЭЭГ-данных к последующей обработке начинают с исключения «артефактов». Несмотря на наличие автоматических средств удаления «артефактов» [7], исследователи предпочитают производить первичное удаление явно зашумленных участков и каналов вручную, поскольку на настоящий момент результаты ручной обработки оказываются точнее. Дальнейшая коррекция полученных ЭЭГ-данных проводится методом анализа независимых компонентов [8] в программном пакете EEGLAB toolbox<sup>3</sup>, статистическая суть обработки приведена в [9]. Обработанные с помощью EEGLAB данные сохраняются в бинарном set-файле. Формат set-файла ориентирован на пакет MATLAB, широко используемый научным сообществом для обработки цифровых сигналов [10].

Во время обработки могут быть удалены существенные объемы данных: после устранения артефактов может выясниться, что отсутствуют данные как о целых эпохах, так и об отдельных каналах.

Потеря канала приводит к дополнительным нарушениям в однородности данных, что радикально усложняет последующую групповую обработку set-файлов. С другой стороны, исключение утраченного канала из остальных set-файлов с целью унификации влечет недопустимую потерю информативности всей выборки.

Исходя из этих соображений, утраченные каналы восстанавливаются встроенной процедурой межканальной интерполяции EEGLAB. Предполагается, что восстановление делается во время устранения артефактов, в ручном режиме. Однако это чревато ошибками из-за человеческого фактора.

Для автоматизации процедуры восстановления утраченных каналов был разработан алгоритм пакетного восстановления каналов по заданному образцу, который реализован в виде скрипта в пакете MATLAB. Для восстановления каналов также используется метод сферической сплайн-интерполяции, предоставляемый библиотекой eeglab. И хотя сам метод восстановления считается в целом приемлемым [11] при его использовании возникает ограничение на качество исходных данных (количество утраченных каналов), поскольку в случае, если значительная часть каналов будет восстановлена интерполяцией, использование метода приведет к снижению значимости результатов корреляционного анализа. Для унификации форматов set-файлов, полученных на различном оборудовании (Neuroscan и Brain Products), несовпадающие каналы исключаются из обработки [12], что обусловлено значительными искажениями, возникающими при интерполировании большого количества несовпадающих каналов (около 20 % от общего числа).

Для автоматизации процесса унификации был предложен алгоритм (рис. 2) пакетной обработки set-файлов в выбираемых пользователем двух корневых директориях с данными, полученными на оборудовании Neuroscan и Brain Products соответственно. Алгоритм формирует результаты во вновь создаваемых директориях. Порядок следования каналов определяется в соответствии с set-файлами из первой директории.

<sup>3</sup> <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/>

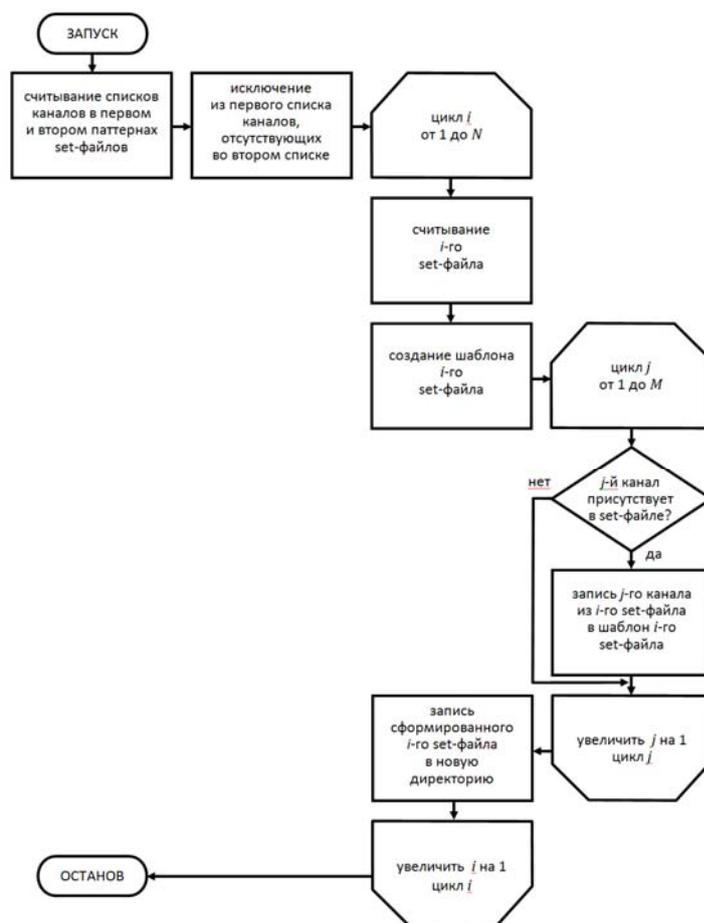


Рис. 2. Алгоритм унификации каналов

Fig. 2. Channels' unification algorithm

Таким образом, сначала алгоритм фиксирует порядок следования каналов и определяет пересечение множеств каналов Neuroscan и Brain Products, а потом последовательно считываются set-файлы. Из очередного set-файла исключаются отсутствующие в пересечении каналы, и при необходимости изменяется порядок их следования. Алгоритм по унификации set-файлов реализован в виде MATLAB-скрипта и библиотеки EEGLAB.

### 3D-реконструкция источников электрической активности мозга

ЭЭГ оборудование регистрирует потенциалы на поверхности головы, в то время как исследовательский интерес представляют источники электрических сигналов, расположенные в головном мозге, локализация этих источников в функциональных областях коры головного мозга. Пространство, в котором производится поиск источников, задается трехмерной моделью мозга, основанной на так называемом атласе Талайрака [13]. Определение координат и параметров источников электрической активности в головном мозге по ЭЭГ-данным (или 3D-реконструкция) производится на основе решения обратной задачи [14].

Имеется множество методов 3D-реконструкции по записям электрической активности с поверхности головы, таких как MN (минимальная норма), WMN (взвешенная минимальная норма), Backus and Gilbert, and WROP (weighted resolution optimization) [15], 3D-моделирова-

ние на основе глубинных нейронных сетей [16] и др. В работе 3D-реконструкция проводилась программой sLORETA [3], использующей MN-метод. Выбор способа был обусловлен простотой использования пакета sLORETA при удовлетворительном качестве 3D-реконструкции.

Перед 3D-реконструкцией set-файлы преобразуются к входному формату sLORETA. Подготавливаются файлы с координатами электродов и реперных точек, а также данные о спектральной мощности сигналов, разбитые на эпохи и частотные диапазоны. Подготовка входных файлов в формате ASCII (asc-файлов) производится автоматически из set-файлов в соответствии с границами частотных диапазонов, задаваемыми пользователем. Обычно разбивка производится по пяти стандартным частотным диапазонам:  $\delta$ -ритм (1–4 Гц),  $\theta$ -ритм (4–8 Гц),  $\alpha$ -ритм (8–12 Гц),  $\beta$ -ритм (12–35 Гц),  $\gamma$ -ритм (35–45 Гц). Алгоритм подготовки входных данных для sLORETA реализован в виде MATLAB-скрипта на основе библиотеки EEGLAB.

В результате работы пакет sLORETA формирует набор slog-файлов. Каждый slog-файл характеризует мозговую активность во время отдельного теста (эпохи) в выделенном частотном диапазоне. Slog-файл содержит воксельную модель мозга и амплитуды сигналов в каждом отдельном вокселе. Стандартный размер вокселя –  $5 \times 5 \times 5$  мм. При этом мозг представлен трехмерным массивом  $29 \times 34 \times 24$  (всего 23 664 вокселя).

Для последующей обработки полученные файлы преобразуются в *de facto* стандартный расширяемый NIFTI-формат, ориентированный на воксельное представление нейроизображений мозга [17]. Преобразование ведется в пакетном режиме созданном MATLAB-скриптом с использованием библиотеки `spm8`<sup>4</sup>.

### Проверка гипотез методом многоуровневого медиационного анализа

Многоуровневый медиационный анализ (рис. 3) [18] основан на классической трехкомпонентной медиационной модели, в которой сначала средствами линейного регрессионного анализа определяется связь между независимой переменной  $X$  и медиатором  $M$  (путь  $a$ ) и связь между медиатором  $M$  и зависимой переменной  $Y$  (путь  $b$ ), а затем определяется медиационный эффект (путь  $ab$ , т. е. влияние  $X$  на  $Y$ , опосредованное  $M$ ) как произведение регрессионных коэффициентов, полученных методом так называемого бутстрэппинга [19]. Медиационный анализ проводится повоксельно, т. е. медиационный эффект вычисляется для каждого отдельного элемента воксельного представления мозга.

Медиационный эффект может быть как положительным (наблюдается одинаковый знак регрессионного коэффициента пути  $a$  и пути  $b$ ), так и отрицательным (путь  $a$  и  $b$  имеют противоположные знаки регрессионных коэффициентов).

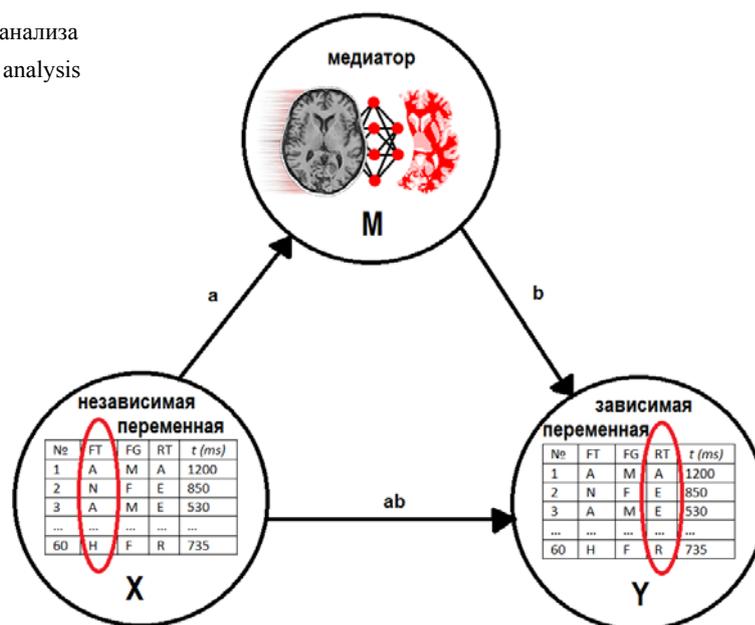
Перед проведением медиационного анализа было предложено унифицировать представление эксперимента. Для этого был разработан формат компактного представления протокола единичного эксперимента – модельная матрица. Она задается двумерной матрицей, состоящей из пяти столбцов (номер эпохи, два признака стимула, тип реакции, время реакции). Число строк модельной матрицы равно числу эпох в эксперименте.

Алгоритм создания модельных матриц реализован расширяемым набором MATLAB-скриптов, обеспечивающих пакетную обработку протоколов в текстовом и html-форматах. Полученные в результате обработки протоколов модельные матрицы записываются на диск в виде mat-файлов пакета MATLAB, ориентированных на хранение данных.

<sup>4</sup> Functional Imaging Laboratory, The FIL Methods Group. SPM8 Manual, *Functional Imaging Laboratory*, 2013. URL: [https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/spm8\\_manual.pdf](https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/spm8_manual.pdf) (accessed 12.11.2018).

Рис. 3. Схема медиационного анализа

Fig. 3. Scheme of the mediation analysis



Повоксельное проведение медиационного анализа приводит к появлению ложно детектируемых вокселей. Фильтрация ложно детектируемых вокселей производится на основании того, что при реакции у испытуемого активируются области мозга, по размеру превышающие размер единичного вокселя. Таким образом, после медиационного анализа отбрасываются единичные воксели и группы связанных вокселей (так называемые кластеры) небольшого размера. Граничный размер кластера определяется функцией  $\alpha\text{phasim}$  [20] из библиотеки Neuroelf<sup>5</sup> на основании размера матрицы, содержащей воксельное представление мозга, и порога достоверности через симуляцию шума.

Таким образом, реализованный пакет MATLAB скриптов производит унификацию протоколов, создает модельные матрицы, затем на основании данных о стимулах / реакциях и воксельного представления мозга выявляет воксели-медиаторы, вычисляет граничный размер кластеров и в заключение исключает из рассмотрения единичные воксели и кластеры с размером меньше граничного. В результате получается набор воксельных моделей с областями, участвующими в выработке реакции, для каждого из исследуемых частотных диапазонов.

Координаты обнаруженных кластеров сопоставляются с картой функциональных зон мозга и служат объективной основой для интерпретации когнитивных процессов специалистами-нейрофизиологами, подтверждают или опровергают существующие гипотезы о характере нервной деятельности при социальном взаимодействии.

Таким образом, разработанный комплекс программ (рис. 4) включает компонент автоматического восстановления утраченных каналов, гомогенизацию ЭЭГ-файлов по составу и порядку следования каналов, 3D-реконструкцию источников мозговой активности и медиационный анализ с выявлением воксельных кластеров, задействованных в выработке реакции на стимул.

### Практическая апробация разработанного пакета программ

Разработанный пакет программ использовался при обработке экспериментов по социальному взаимодействию. Методика эмпирической проверки гипотезы приведена в [21; 22].

<sup>5</sup> <http://neuroelf.net/>



Рис. 4. Алгоритм комплексной проверки гипотез

Fig. 4. Algorithm for complex testing of hypothesis

Единый эксперимент включал 60 эпох. В качестве стимулов использовались фотографии мужских и женских лиц с тремя эмоциональными выражениями («счастливое» / «нейтральное» / «агрессивное»). В качестве реакции испытуемым предлагалось три варианта: «подружиться», «уклониться от контакта», «атаковать».

Всего было обработано 43 эксперимента, из них 32 эксперимента проведены на оборудовании компании Neuroscan (dat-формат протоколов) и 11 – на оборудовании Brain Products (HTML-формат протоколов). При обработке отбраковано 20 каналов по причине низкого качества, которые затем были восстановлены автоматически. В процентном отношении это составило менее 0,5 % от общего числа обрабатываемых каналов (пиковое значение – 2 % восстановленных каналов у одного испытуемого). И если дополнительно учесть, что утраченные каналы восстанавливались интерполяционным методом, можно утверждать, что проведенная коррекция исходных данных незначительно повлияла на результаты последующей обработки. 3D-реконструкция проводилась по стандартным частотным диапазонам (альфа / бета / гамма / тета / дельта). При этом в качестве временных интервалов, по которым определялась мозговая активность, использовался промежуток от предъявления стимула до фиксации реакции. Воксельное представление мозга задавалось матрицей размером  $29 \times 34 \times 24$  (размер вокселя  $5 \times 5 \times 5$  мм). Использовался порог достоверности, равный 0,001. Граничный размер кластера составил 13 вокселей.

Значение независимой переменной (соответствующей стимулу) для агрессивного выражения лица устанавливалось равным 1, для нейтрального – 0, для счастливого – минус 1. Значения зависимой переменной (соответствующей реакции) для случая «атаковать» устанавливалось равным 1, для «уклониться от контакта» – 0, для «подружиться» – минус 1.

Результаты, полученные при практической апробации и представляющие нейрофизиологический интерес, изложены в статье [23]. Разработанные скрипты были частично использованы при исследовании нейрофизиологических различий у людей с коллективистской и индивидуалистской ориентацией.

## Заключение

Предложен подход для автоматизации проверки гипотез на основе обработки разнородных ЭЭГ-данных. Подход включает унификацию ЭЭГ-записей, сделанных на различном оборудовании, восстановление утраченных данных, 3D-реконструкцию источников мозговой активности по исходным ЭЭГ-данным и проведение медиационного анализа. Реализация подхода базируется на наборе MATLAB-скриптов, использующих библиотеки EEGLAB, NeuroElf, Alphasim, spm8, Mediation toolbox, и программном пакете sLORETA. Созданный инструментариум апробирован при обработке данных нейрофизиологических экспериментов по социальному взаимодействию. В силу своей универсальности представленные скрипты, автоматизирующие статистическую обработку разнородных ЭЭГ-данных, могут использоваться для проверки широкого класса нейрофизиологических гипотез.

## Список литературы / References

1. **Зуенко Е. А., Шулунова А. А.** Автоматическое выделение боковых желудочков головного мозга на МРТ изображении // Вестник НГУ. Серия: Информационные технологии. 2017. Т. 15, № 4. С. 22–31. DOI 10.25205/1818-7900-2017-15-4-22-31  
**Zuenko E. A., Shulunova A. A.** Automatic separation of the lateral ventricles of the brain on an MRI image. *Vestnik NSU. Series: Information technology*, 2017, vol. 15, no. 4, p. 22–31. (in Russ.) DOI 10.25205/1818-7900-2017-15-4-22-31
2. **Debener S., Ullsperger M., Siegel M., Fiehler K., Cramon von D. Y., Engel A. K.** Single-trial EEG / fMRI reveals the dynamics of cognitive function. *Trends Cogn. Sci.*, 2006, vol. 10, no. 12, p. 558–563. DOI 10.1016/j.tics.2006.09.010
3. **Pascual-Marqui R. D.** Standardized low resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details. *Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology*, 2002, vol. 24 (Suppl. D), p. 5–12. URL: <http://www.uzh.ch/keyinst/NewLORETA/sLORETA/sLORETA-Math01.pdf> (accessed 12.11.2018).
4. **Buzsaki G., Draguhn A.** Neuronal Oscillations in Cortical Networks. *Science*, 2004, vol. 304, no. 5679, p. 1926–1929. DOI 10.1126/science.1099745
5. **Меркулова Е. А.** Оценка Профессиональных качеств спортсменов по показаниям ЭЭГ // Интерэкспо ГЕО-Сибирь. 2017. Т. 9, вып. 1. С. 112–113.  
**Merkulova E. A.** Evaluation of Professional qualities of athletes according to EEG indications. *Interexpo GEO-Siberia*, 2017, vol. 9, iss. 1, p. 112–113. (in Russ.)
6. **Koessler L., Maillard L., Benhadida A., Vignal J.-P., Brauna M., Vespignani H.** Spatial localization of EEG electrodes. *Clinical Neurophysiology*, 2007, vol. 37, no. 2, p. 97–102. DOI 10.1016/j.neucli.2007.03.002
7. **Daly I., Pichiorri F., Faller J., Kaiser V., Kreilinger A., Scherer R., Müller-Putz G.** What does clean EEG look like? In Proc. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, p. 3963–3966. DOI 10.1109/EMBC.2012.6346834
8. **Delorme A., Sejnowski T., Makeig S.** Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis. *NeuroImage*, 2007, vol. 34, no. 4, p. 1443–1449. DOI 10.1016/j.neuroimage.2006.11.004
9. **Кныазев Г. Г., Слобождко-Плюснин Ю. Ю., Бохаров А. В., Пылкова Л. В.** The default mode network and EEG alpha oscillations: an independent component analysis. *Brain Research*, 2011, vol. 1402, p. 67–79. DOI 10.1016/j.brainres.2011.05.052
10. **Карчевский М. Н., Поletaев И. Е., Сухоруков Г. С.** Алгоритмы распознавания и слежения за пузырями для измерения параметров кавитации на гидрокрыле // Вестник НГУ. Серия: Информационные технологии. 2016. Т. 14, № 1. С. 23–38.  
**Karchevsky M. N., Poletaev I. E., Sukhorukov G. S.** Algorithms for recognition and tracking of bubbles for measuring the parameters of cavitation at the hydrofoil. *Vestnik NSU. Series: Information Technology*, 2016, vol. 14, no. 1, p. 23–38. (in Russ.)
11. **Kang S. S., Lano T. J., Sponheim S. R.** Distortions in EEG interregional phase synchrony by spherical spline interpolation: causes and remedies. *Neuropsychiatric Electrophysiology*, 2015, vol. 1, no. 1, 9 p. DOI 10.1186/s40810-015-0009-5
12. **Меркулова Е. А.** Оценка психологических качеств по показаниям электроэнцефалограммы // Материалы молодежной конкурс-конференции «Оптические и информационные технологии» (Новосибирск, 25–27 сентября 2017 г.). Новосибирск, 2017. С. 23–24.  
**Merkulova E. A.** Evaluation of psychological qualities by indications of the electroencephalogram. In: Proc. Youth Contest-Conference on Optical and Information Technologies. Novosibirsk, 2017, p. 23–24. (in Russ.)

13. **Talairach J.** Tournoux P: Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. 3-Dimensional Proportional System: An Approach to Cerebral Imaging. Stuttgart. *Thieme*, 1988, p. 122. DOI 10.1016/S1053-8119(03)00252-0
14. **Гнездинский В. В.** Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. М.: МЕДпресс-информ, 2004. 623 с.  
**Gnezdinskiy V. V.** Inverse EEG problem and clinical electroencephalography. Moscow, MEDpress-inform, 2004. (in Russ.)
15. **Pascual-Marqui R. D.** Review of Methods for Solving the EEG Inverse Problem. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 1999, vol. 1, no. 1, p. 75–86. URL: <http://www.tut.fi/ijbem> (accessed 12.11.2018).
16. **Павловский Е. Н., Пакулич Д. В., Поспелов С. О.** Восстановления 3D-модели дефекта черепа на основе глубоких нейронных сетей // Вестник НГУ. Серия: Информационные технологии. 2017. Т. 15, № 3. С. 74–78. DOI 10.25205/1818-7900-2017-15-3-74-78  
**Pavlovsky E. N., Pakulich D. V., Pospelov S. O.** Reconstruction of the 3D model of a skull defect based on deep neural networks. *Vestnik NSU. Series: Information Technology*, 2017, vol. 15, no. 3, p. 74–78. (in Russ.) DOI 10.25205/1818-7900-2017-15-3-74-78
17. **Cox R. W., Ashburner J., Breman H., Fissell K., Haselgrove C., Holmes C. J., Lancaster J. L., Rex D. E., Smith S. M., Woodward J. B., Strother S. C.** A sort of new image data format standard: NIFTI-1. In: 10<sup>th</sup> Annual Meeting of the Organization for Human Brain Mapping. 2004. URL: [https://nifti.nimh.nih.gov/nifti-1/documentation/hbm\\_nifti\\_2004.pdf](https://nifti.nimh.nih.gov/nifti-1/documentation/hbm_nifti_2004.pdf) (accessed 12.11.2018).
18. **Wager T. D., Davidson M. L., Hughes B. L., Lindquist M. A., Ochsner K. N.** Prefrontal-subcortical pathways mediating successful emotion regulation. *Neuron*, 2008, vol. 59, p. 1037–1050. DOI 10.1016/j.neuron.2008.09.006
19. **Hayes A.** An introduction to mediation, moderation, and conditional process analysis: A regression-based approach. Guilford, New York, NY, The Guilford Press, 2013. DOI 10.1111/jedm.12050
20. **Forman S., Cohen J., Fitzgerald M., Eddy W., Mintun M., Noll D.** Improved assessment of significant activation in functional magnetic resonance imaging (fMRI): use of a cluster-size threshold. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1995, vol. 33, p. 636–647. DOI 10.1002/mrm.1910330508
21. **Knyazev G., Pylkova L., Slobodskoj-Plusnin J., Bocharov A., Ushakov D.** Personality and the neural efficiency theory. *Personality and Individual Differences*, 2015, vol. 86, p. 67–72. DOI: 10.1016/j.paid.2015.06.002
22. **Knyazev G., Savostyanov A., Bocharov A., Rimareva J.** Anxiety, depression, and oscillatory dynamics in a social interaction model. *Brain Research*, 2016. vol. 1644, p. 62–69. DOI 10.1016/j.brainres.2016.04.075
23. **Knyazev G., Merkulova E., Savostyanov A., Bocharov A., Saprigyn A.** Effect of cultural priming on social behavior and EEG correlates of self-processing. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 2018, vol. 12. DOI 10.3389/fnbeh.2018.00236

*Материал поступил в редколлегию*  
*Received*  
*25.09.2018*

**Сведения об авторах / Information about the Authors**

**Меркулова Екатерина Алексеевна**, младший научный сотрудник, Научно-исследовательский институт физиологии и фундаментальной медицины (ул. Тимакова, 4, Новосибирск, 630060, Россия)

**Ekaterina A. Merkulova**, Junior Researcher, State Scientific-Research Institute of Physiology & Basic Medicine (4 Timakov Str., Novosibirsk, 630090, Russian Federation)

merkaterine@gmail.com

ORCID 0000-0001-6521-2678

**Зюбин Владимир Евгеньевич**, доктор технических наук, доцент, заведующий кафедрой, Новосибирский государственный университет (ул. Пирогова, 1, Новосибирск, 630090, Россия), ведущий научный сотрудник, заведующий лабораторией, Институт автоматизации и электротехники СО РАН (пр. Академика Коптюга, 1, Новосибирск, 630090, Россия)

**Vladimir E. Zyubin**, Grand PhD in Computer Science, Associate Professor, Head of Department, Novosibirsk State University (1 Pirogov Str., Novosibirsk, 630090, Russian Federation), Leading Researcher, Head of Laboratory, Institute of Automation and Electrometry (1 Academician Koptug Ave., Novosibirsk, 630090, Russian Federation)

zyubin@iae.nsk.su

ORCID 0000-0002-8198-3197

**Князев Геннадий Георгиевич**, доктор биологических наук, доцент, заведующий лабораторией, главный научный сотрудник, Научно-исследовательский институт физиологии и фундаментальной медицины (ул. Тимакова, 4, Новосибирск, 630060, Россия)

**Gennady G. Knyazev**, Grand PhD in Biological sciences, Associate Professor, Head of Laboratory, Chief Research Associate, State Scientific-Research Institute of Physiology & Basic Medicine (4 Timakov Str., Novosibirsk, 630090, Russian Federation)

knyazev@physiol.ru

ORCID 0000-0002-8628-4678