

Изучение восприятия письменной речи методом функциональной томографии по данным электроэнцефалографии

**Устинин М.Н.^{*1}, Рыкунов С.Д.¹, Бойко А.И.¹, Тарасов Е.Ф.²,
Журавлев И.В.², Поликарпов М.А.³, Рябов Т.А.^{3,4}, Филатов И.А.^{3,4},
Юренин А.Ю.^{3,4}, Панченко В.Я.^{3,4}**

¹*Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша Российской академии наук,
г. Москва, Россия*

²*Институт языкознания Российской академии наук, г. Москва, Россия*

³*Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», г. Москва,
Россия*

⁴*Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия*

Аннотация. Изучались спектральные и пространственные характеристики электроэнцефалограмм, регистрируемых при восприятии письменной речи. Для экспериментального исследования было сформировано четыре группы, содержащих по 100 слов: слова с положительной эмоциональной оценкой, слова с отрицательной эмоциональной оценкой, слова с конкретными значениями, и слова с абстрактными значениями. Для каждой группы с испытуемыми проводился отдельный эксперимент. Слова были представлены белым текстом на черном фоне, каждое слово предъявлялось в течение 1000 мс, после предъявления стимула следовала пауза длительностью 500 мс. Активность мозга регистрировалась при помощи электроэнцефалографа с 19 отведениями, расставленными по схеме 10–20. Для детального количественного анализа этой активности использовался метод функциональной томографии мозга по данным электроэнцефалографии. Этот метод опирается на преобразование Фурье многоканальных данных энцефалографии и локализацию отдельных спектральных компонент. Метод позволяет с высокой точностью выделить и устойчиво локализовать в пространстве различные спектральные особенности активности мозга, изучаемой в экспериментах по исследованию речи. Анализировалась полоса частот от 8 до 30 Гц, для всех спектральных компонент в этой полосе была решена обратная задача в приближении эквивалентного токового диполя в однослойном сферическом проводнике, без каких-либо ограничений положения источника. В результате были построены трехмерные карты активности – функциональные структуры мозга. Представление этих функциональных структур на магнитно-резонансной томограмме позволяет изучать частотные и пространственные особенности откликов на различные речевые стимулы.

Ключевые слова: *восприятие речи, эмоционально окрашенные слова, абстрактные и конкретные слова, электроэнцефалография, преобразование Фурье, обратная задача, функциональная структура мозга.*

ВВЕДЕНИЕ

Квалификация вербального стимульного материала является стандартной проблемой в экспериментальных психолингвистических исследованиях. Характеристики слов-стимулов – субстанциональные и ментальные – существенным образом влияют на выбор операций, которым слово подвергается при процессах производства и восприятия речи. Наибольший интерес исследователей вызывает частота встречаемости слов, т.к. она влияет на восприятие слов [1], запоминание, время выполнения задач по называнию слов [2], задач по наименованию изображений [3]. Также привлекает внимание исследователей такая важная характеристика, как возраст освоения ребенком слова. Семантические характеристики слова, которые становятся объектом анализа, включают в себя конкретность, образность, специфичность, яркость, многозначность, положительную и отрицательную коннотативную оценку, а также другие характеристики. В частности, эмоционально окрашенные слова с выраженной коннотативной оценкой более абстрактны и, следовательно, менее конкретны [4]. Слова с эмоциональной оценкой в лингвистических исследованиях изучаются в прагматике, которая, являясь разделом семиотики, анализирует функционирование языковых знаков в речи в связи с выражением говорящим отношения к адресату речевого сообщения.

Для экспериментального исследования было сформировано четыре списка слов: слова с положительной эмоциональной оценкой, слова с отрицательной эмоциональной оценкой, слова с абстрактными значениями и слова с конкретными значениями.

Отбор для предъявления в качестве стимульного материала слов с положительной и отрицательной эмоциональной окраской обосновывается известными в психологии и психолингвистике данными о влиянии аффективной окраски слов на процессы ассоциирования [5] и категоризации [6], а также представлениями об эмотивной семантике, сложившимися в русле лингвистической теории эмоций [7]. Так, предполагается, что эмоциональные реакции человека могут быть закреплены в некоторых понятиях и спроецированы на семантику слов, соотносимых с этими понятиями; соответственно, в рамках семантики слова выявляется эмотивный компонент, а слово с таким компонентом называется эмотивом [7]. Перечень эмотивов существенно больше перечня слов, обозначающих эмоции.

Изучению мозговых механизмов реагирования субъекта на эмоционально окрашенные слова, предъявляемые в устной или письменной форме, посвящен ряд работ [8]. Англоязычные исследования проводятся, в частности, на материале ANEW (Affective Norms for English Words), представляющем собой список английских слов, оцененных по трем показателям: валентность (оценка в континууме «приятный – неприятный»), стимуляция (оценка в континууме «спокойный – возбужденный») и доминантность (оценка способности управления эмоцией) [9].

Производство и восприятие речи сопровождается увеличением нейронной активности обширных областей мозга [10, 11]. Исследования, выполненные методами позитронно-эмиссионной томографии и функциональной магнитно-резонансной томографии, указывают на то, что при этом происходит прежде всего активация затылочно-височной, лобной и теменной областей коры, а также полосатого тела, таламуса и ствола мозга [12, 13]. Хотя эти исследования дают информацию о локализации мозговой активности, лежащей в основе речевых актов, для изучения ее временной динамики необходимо привлекать более быстрые энцефалографические методы, такие как магнитная энцефалография (МЭГ) и электроэнцефалография (ЭЭГ).

Метод ЭЭГ традиционно применяется для оценки мозговой деятельности при восприятии речевых стимулов и при их распознавании [14, 15]. Метод основан на исследовании электрических сигналов мозга при их регистрации с поверхности головы в фоне и при проведении речевых проб с помощью нейропсихологических тестов и

различных опросников [16]. Можно выделить два нейрофизиологических подхода, связанные с ЭЭГ анализом высших корковых функций. Это метод фазосвязанной десинхронизации и метод вызванных потенциалов P300 и MMN. Первый подход состоит в том, что при активации зон мозга, связанных с опознаванием, наблюдается изменение частот естественных кортикальных осцилляций соответствующих зон мозга за счет включения дополнительной нейронной активности, связанной с этой деятельностью [17]. При многоканальной регистрации ЭЭГ с усреднением и картированием этих пространственных ответов эти зоны выделяются и анализируются в зависимости от предъявляемых стимулов. Второй подход или методика P300 (или когнитивных вызванных потенциалов) состоит в подаче в случайной последовательности серии из двух стимулов, среди которых есть незначимые и значимые, на которые испытуемый должен реагировать, и которые не резко, но отличаются по параметрам друг от друга. При выделении ответов на незначимый стимул выделяются сенсорные компоненты ответа. При выделении ответов на значимый стимул кроме сенсорной составляющей выделяется еще комплекс с волн с основной латентностью позитивного пика P 300 мс. [18]. Этот комплекс волн связан с опознаванием значимых стимулов и удержанием их в памяти, т. е. с когнитивными признаками реагирования на эти стимулы. Метод MMN (mismatch negativity или негативный потенциал рассогласования) является разновидностью методики P300 [19]. Метод основан на обнаружение реакции на ситуацию, когда два стимула в методике P300, незначимый и значимый, сближаются между собой. В отличие от P300 при таком распознавании для значимых стимулов появляется негативная волна с латентностью в диапазоне от 100 до 250 мс.

Независимо от выбранного методического подхода к электроэнцефалографическому исследованию высших корковых функций, связанных с производством или восприятием речи, для получения достоверных данных о вызванной реакции мозга требуется большое количество повторений однотипных стимулов для достижения достаточного значения отношения сигнал/шум. Это связано с тем, что искомый сигнал определенного состояния остается постоянным в течение нескольких повторений, в то время как шумовой сигнал, который предполагается случайным образом распределенным, уменьшается при объединении большого количества стимулов [20–24]. Однако монотонное повторение большого количества стимулов для увеличения отношения сигнал/шум таит в себе определенную опасность, поскольку вызывает снижение нейронной активности, т. н. подавление повторения [25–29]. Во избежание этого эффекта в нашем исследовании каждая группа однотипных слов, объединенных одним общим смыслом, была ограничена 100 словами.

Недавно был предложен метод анализа многоканальных данных в пространстве «частота-паттерн» [30]. Метод опирается на детальный спектральный анализ всей активности мозга, как вызванной, так и спонтанной [31]. Первоначально этот подход был применен к анализу данных магнитной энцефалографии (МЭГ). Подробная структура спектра обеспечивается длительным временем регистрации энцефалограммы (5–7 минут) и точным вычислением интегралов Фурье на всем интервале времени. Это позволяет представить энцефалограмму как совокупность когерентных сигналов, порождаемых неподвижными элементарными источниками. По карте магнитного поля, производимого каждым источником, можно решить обратную задачу. Нами было найдено, что карты поля элементарных источников спонтанной активности имеют простую структуру [31]. Поэтому мы использовали для каждого источника модель одного эквивалентного токового диполя. Это позволило локализовать все источники в пространстве головы и построить трехмерную карту распределения спектральной мощности – функциональную томограмму. Метод функциональной томографии был применен нами к изучению альфа-ритма с помощью МЭГ и ЭЭГ в работах [32, 33] Было получено, что пространственное распределение источников в полосе частот

альфа-ритма хорошо согласуется с общепринятыми представлениями о локализации источников этого явления.

Задача данной работы состоит в экспериментальном изучении электрической активности человеческого мозга при восприятии письменной речи и в анализе этой активности с помощью метода функциональной томографии.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ДАННЫЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

Нами были подобраны 4 группы по 100 слов, объединенных по смыслу: абстрактные, конкретные, негативные, позитивные. Для каждой группы с испытуемыми проводился отдельный эксперимент. Слова были представлены белым текстом на черном фоне с использованием ЖК-монитора, подключенного к персональному компьютеру. Частота обновления изображения 60 Гц, разрешение 1920 на 1080 пикселей, диагональ экрана 27 дюймов. Экран расположен в среднем на расстоянии 2 м от участника эксперимента. Данное расстояние было выбрано с учетом оптимального задействования зрительного поля испытуемого, так как был выбран именно визуальный способ презентации слов. Все участники экспериментов были ознакомлены со словами до проведения ЭЭГ-исследования, энцефалограмма на этапе ознакомления не регистрировалась. Во время эксперимента каждое слово предъявлялось в течение 1000 мс, после предъявления стимула следовала пауза длительностью 500 мс. Для снятия данных использовалась программа Cortex (v1.9.2), разработанная компанией ООО «Нейроботикс». ЭЭГ регистрировалась с помощью электроэнцефалографа NVX-52 (ООО «Медицинские компьютерные системы», Зеленоград, Россия). Запись ЭЭГ производилась на частоте 1 кГц, монополярно, с использованием 19 отведений по схеме 10–20 %, за исключением ушных электродов A1, A2. Импедансы контактов поддерживались ниже 20 кОм для всех электродов. Всего было отобрано трое испытуемых (двое мужчин и одна женщина), средний возраст участников 22 года. Все испытуемые дали информированное согласие на участие в экспериментах.

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАММА

В качестве модели головы в данной работе используется усредненная магнитно-резонансная томограмма (МРТ) Colin27 [34]. Эта томограмма получена путем усреднения 27 томограмм: 7 с пространственным разрешением 0.78 мм и 20 с разрешением 1 мм. Для размещения электродов на томограмме был использован программный комплекс Brainstorm [35].

АНАЛИЗ ДАННЫХ

Недавно был предложен новый метод анализа многоканальных данных, основанный на преобразовании Фурье и анализе когерентности. Метод был предложен в [30] для изучения различных сложных систем и был применен к исследованию вызванной и спонтанной активности головного мозга в работе [31]. В работах [32, 33] функциональная структура источников альфа-ритма была реконструирована с помощью магнитной энцефалографии и электроэнцефалографии.

Рассмотрим основные положения этого метода на примере электроэнцефалографии. Электроэнцефалограф одновременно записывает значения разности потенциалов электрического поля в K каналах в дискретные моменты времени, выдавая набор дискретных экспериментальных векторов $\{\mathbf{u}_k\}$, $k = 1, \dots, K$.

Эти векторы являются дискретным представлением набора непрерывных функций $\{\tilde{U}_k(t)\}$ – электрического поля в K каналах. Благодаря высокой частоте регистрации

(порядка килогерца), векторы $\{\mathbf{u}_k\}$ представляют непрерывные функции с достаточной точностью. Многоканальное преобразование Фурье вычисляет набор спектров для функций $\{\tilde{U}_k(t)\}$ с помощью дискретного преобразования Фурье [36]:

$$a_{nk} = \frac{2}{T} \int_0^T \tilde{U}_k \cos(2\pi v_n t) dt, \quad b_{nk} = \frac{2}{T} \int_0^T \tilde{U}_k \sin(2\pi v_n t) dt, \quad (1)$$

где a_{nk}, b_{nk} – коэффициенты Фурье для частоты v_n в канале с номером k , и $v_n = \frac{n}{T}$, $n = 1, \dots, N$, $N = v_{\max} T$, где v_{\max} – наибольшая из интересующих частот. Все спектры вычисляются для полного времени измерений T , что важно для выявления детальной частотной структуры системы. Шаг по частоте составляет $\Delta v = v_n - v_{n-1} = \frac{1}{T}$, таким образом, частотное разрешение напрямую определяется временем регистрации. Имея точный многоканальный спектр, можно выполнить обратное преобразование Фурье:

$$U_k(t) = \sum_{n=1}^N \rho_{nk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_{nk}), \quad v_n = \frac{n}{T}, \quad N = v_{\max} T \quad (2)$$

где $\rho_{nk} = \sqrt{a_{nk}^2 + b_{nk}^2}$, $\varphi_{nk} = \text{atan2}(a_{nk}, b_{nk})$, и a_{nk}, b_{nk} – коэффициенты Фурье, вычисленные в (1).

Точность прямого и обратного преобразования Фурье, использованного в нашем подходе, можно проиллюстрировать тем фактом, что относительное отклонение между входной ЭЭГ и восстановленной преобразованием (2) составляет меньше, чем 10^{-20} . Для того, чтобы исследовать подробную частотную структуру мозга, мы восстанавливаем многоканальный сигнал на каждой частоте и анализируем полученные функции. Восстановленный многоканальный сигнал частоты v_n во всех каналах:

$$U_{nk}(t) = \rho_{nk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_{nk}), \quad (3)$$

где $t \in [0, T_{v_n}]$, $T_{v_n} = \frac{1}{v_n}$ – период этой частоты.

Если $\varphi_{nk} = \varphi_n$, тогда формула (3) описывает когерентную многоканальную осцилляцию и может быть записана как:

$$U_{nk}(t) = \rho_{nk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_n) = \hat{\rho}_{nk} \rho_n \sin(2\pi v_n t + \varphi_n), \quad (4)$$

где $\rho_n = \sqrt{\sum_{k=1}^K \rho_{nk}^2}$ – амплитуда, а $\hat{\rho}_{nk} = \frac{\rho_{nk}}{\rho_n}$ – нормированный паттерн осцилляции.

В многоканальных измерениях пространство определяется расположением каналов. Если временная зависимость не зависит от номера канала k , то получено разделение переменных времени и пространства. Использование нормированных паттернов дает возможность определить пространственную структуру источника по решению обратной задачи, и эта структура остается постоянной за все время осцилляции. Временная зависимость поля определяется функцией $\rho_n \sin(2\pi v_n t + \varphi_n)$, общей для всех каналов, то есть этот источник осциллирует как единое целое на частоте v_n .

Теоретические основы для реконструкции статичных функциональных сущностей (нейронных цепей, или источников) были изложены в [31, 32]. Эта реконструкция

основывается на детальном частотном анализе и выделении частотных компонент с высокой когерентностью и похожими паттернами.

Алгоритм массового анализа в пространстве частота-паттерн может быть записан следующим образом:

1. Преобразование Фурье входного многоканального сигнала.
2. Обратное преобразование Фурье – восстановление сигнала на каждой частоте.
3. Оценка когерентности на каждой частоте. Если когерентность близка к 1, то использовать паттерн и частоту, как когерентную осцилляцию, уравнение (4).
4. Если восстановленный сигнал состоит из нескольких смещенных по фазе когерентных осцилляций, то выделить эти осцилляции:
5. Применить алгоритм слепой идентификации второго порядка (SOBI, [37]) для восстановления временных рядов в уравнении (3);
6. Выбрать ненулевые компоненты;
7. Применить прямое преобразование Фурье к каждой из выбранных компонент и вычислить амплитуду, нормированный паттерн и фазу, используя уравнение (4).

После седьмого шага этого анализа исходный многоканальный сигнал будет представлен в виде суммы элементарных когерентных осцилляций:

$$U_k(t) \cong \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M D_{mn} \hat{\rho}_{mnk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_{mn}), \quad v_n = \frac{n}{T}, \quad N = v_{\max} T \quad (5)$$

где M – максимальное количество когерентных осцилляций, выделенных на частоте v_n . Каждая элементарная осцилляция характеризуется частотой v_n , фазой φ_{mn} , амплитудой D_{mn} , нормализованным паттерном $\hat{\rho}_{mnk}$, а ее источником является функциональная сущность, обладающая постоянной пространственной структурой.

Метод функциональной томографии реконструирует структуру системы путем анализа набора нормированных паттернов $\hat{\rho}_{mnk}$. Функциональная томограмма показывает трехмерную карту распределения энергий, производимых источниками, находящимися в заданной точке пространства. Для построения функциональной томограммы, исследуемая область пространства разбивается на $N_x \times N_y \times N_z$ элементарных кубических ячеек с центрами в \mathbf{r}_{ijs} . Длина ребра куба выбирается в соответствии с желаемой точностью и вычислительными возможностями; в данной работе она составляла 1 мм. Для того, чтобы вычислить энергию, производимую всеми источниками, расположенными в центре ячейки, строится набор из L тестовых диполей \mathbf{Q}_{ijsl} .

Электрический потенциал, создаваемый тестовым диполем \mathbf{Q}_{ijsl} , расположенном в точке \mathbf{r}_{ijs} , регистрируется датчиком с номером k , находящимся в точке с координатами \mathbf{r}_k ; k -ая компонента ρ_{ijslk}^{tr} тестового паттерна $ijsl$ определяется по модели токового диполя в сферическом проводнике с постоянной проводимостью [38]:

$$\rho_{ijslk}^{tr} = ((c_1 - c_2(\mathbf{r}_k, \mathbf{r}_{ijs}))\mathbf{r}_{ijs} + c_2 r_{ijs}^2 \mathbf{r}_k) \cdot \mathbf{Q}_{ijsl}, \quad (6)$$

$$c_1 \equiv \frac{1}{4\pi\sigma r_{ijs}^2} \left(\frac{2(\mathbf{d}, \mathbf{r}_{ijs})}{d^3} + \frac{1}{d} - \frac{1}{r_k} \right), \quad c_2 \equiv \frac{1}{4\pi\sigma r_{ijs}^2} \left(\frac{2}{d^3} + \frac{d + r_k}{r_k F} \right)$$

где $F = d(r_c d + r_c^2 - (\mathbf{r}_{ijs}, \mathbf{r}_c))$, $r_{ijs} = |\mathbf{r}_{ijs}|$, $r_c = |\mathbf{r}_c|$, $\mathbf{d} = \mathbf{r}_c - \mathbf{r}_{ijs}$, $d = |\mathbf{d}|$.

Нормированный паттерн вычисляется как

$$\hat{\rho}_{ijsl}^{tr} = \frac{\rho_{ijsl}^{tr}}{|\rho_{ijsl}^{tr}|}, \text{ где } |\rho_{ijsl}^{tr}| = \sqrt{\sum_{k=1}^K (\rho_{ijslk}^{tr})^2} \quad (7)$$

В точке \mathbf{r}_{ijs} расположено L тестовых диполей, направления моментов которых равномерно покрывают сферу, в данной работе использовалось $L_{\max} = 62$.

Для каждого из диполей вычисляется набор нормированных паттернов по формуле (7):

$$\{\rho_{ijsl}^{tr}\}, i = 1, \dots, N_x; j = 1, \dots, N_y; s = 1, \dots, N_z; l = 1, \dots, L_{\max} \quad (8)$$

При изучении мозга для каждого эксперимента используется свыше тридцати миллионов тестовых паттернов. Эти паттерны порождаются пробными диполями, равномерно распределенными в пространстве локализации.

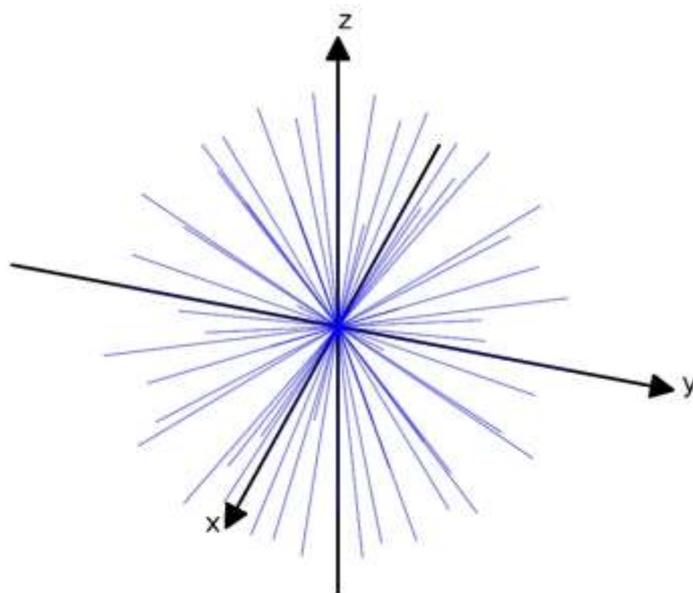


Рис. 1. Направления тестовых диполей в каждом узле расчетной сетки \mathbf{r}_{ijs} .

Для каждого из нормированных паттернов $\hat{\rho}_{mn}$ вычисляется следующая функция, определяющая различие между этим паттерном и одним из тестовых паттернов:

$$\chi(i, j, s, l) = \sum_{k=1}^K (\hat{\rho}_{ijslk}^{tr} - \hat{\rho}_{mnk})^2, \quad (9)$$

где $\hat{\rho}_{ijslk}^{tr}$ – k -ая компонента тестового паттерна ijs , $\hat{\rho}_{mnk}$ – k -ая компонента нормированного паттерна mn , k – номер канала.

Положение и направление источника, соответствующего паттерну $\hat{\rho}_{mn}$, определяется числами (I, J, S, L) , соответствующими минимуму функции $\chi(i, j, s, l)$ по переменным $i = 1, \dots, N_x; j = 1, \dots, N_y; s = 1, \dots, N_z; l = 1, \dots, L_{\max}$. Минимум этой функции находится методом полного перебора – выбором наименьшего из десятков миллионов значений функции χ для каждого паттерна $\hat{\rho}_{mn}$. Эта процедура определяет положение решения обратной задачи \mathbf{r}_{IJS} для паттерна $\hat{\rho}_{mn}$ без пространственной фильтрации каналов и без введения весовых функций. Энергия этого источника D_{mn}^2 добавляется к энергии, производимой ячейкой с координатами центра \mathbf{r}_{IJS} .

Повторяя описанную процедуру для всех нормированных паттернов $\hat{\rho}_{mn}$: $m = 1, \dots, M$; $n = 1, \dots, N$, можно распределить в пространстве энергии всех осцилляций из выражения (5). Результатом такого распределения является функциональная томограмма мозга, восстановленная по данным ЭЭГ. Эта функциональная томограмма представляет собой пространственное распределение энергии, производимой мозгом в изучаемой полосе частот.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Метод функциональной томографии был применен к исследованию восприятия письменной речи с помощью электроэнцефалографии. Рассмотрим полученные результаты на примере субъекта Z (см. рисунки 2–9). Для каждой группы слов («абстрактные», «конкретные», «позитивные», «негативные») отклики на стимулы были рассчитаны двумя способами. На рисунках 2, 4, 6, 8 показаны многоканальные временные ряды, вычисленные межканальным усреднением по моментам начала подачи стимула. На рисунках 3, 5, 7, 9 показаны функциональные томограммы, вычисленные по гармоникам частоты подачи стимула ($2/3$ Гц), расположенным в полосе от 8 до 30 Гц [39]. Выбор этих гармоник в качестве набора частот для вычисления функциональной томограммы обеспечивает локализацию источников активности мозга, возникающей в ответ на периодическое предъявление стимула.

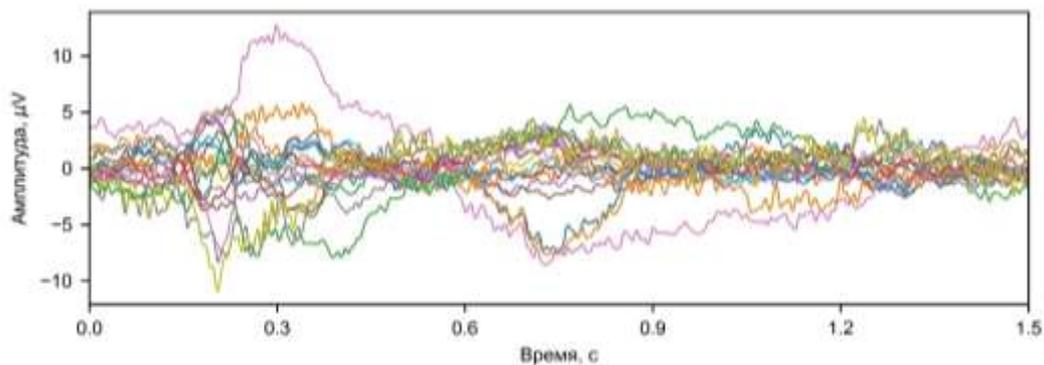


Рис. 2. Усредненный отклик на стимул «абстрактные слова».

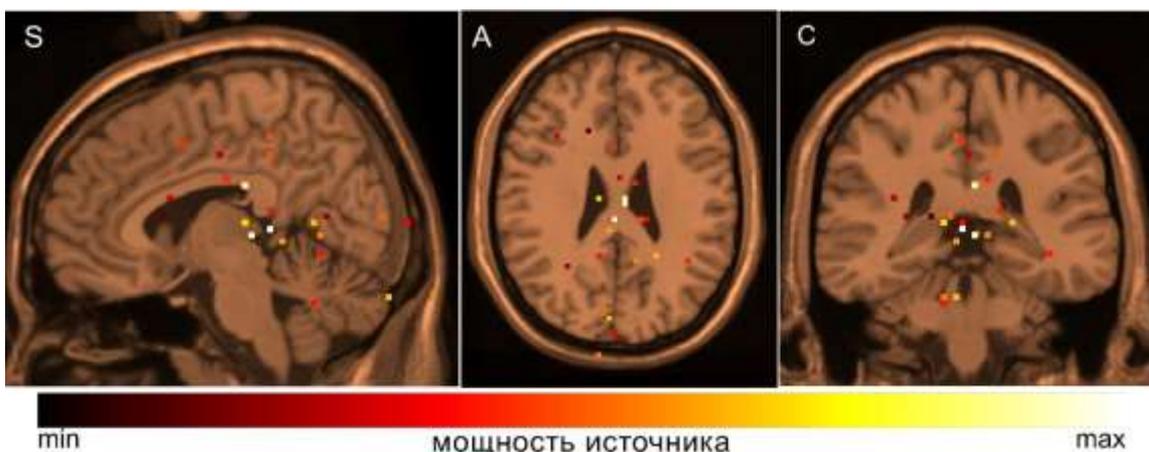


Рис. 3. Функциональная томограмма отклика на стимул «абстрактные слова». На рисунках S, A и C показаны сагиттальное аксиальное и корональное сечения усредненной МРТ [34], совмещенные с функциональной томограммой мощностей (цветом обозначена мощность источника, см. легенду в нижней части рисунка).

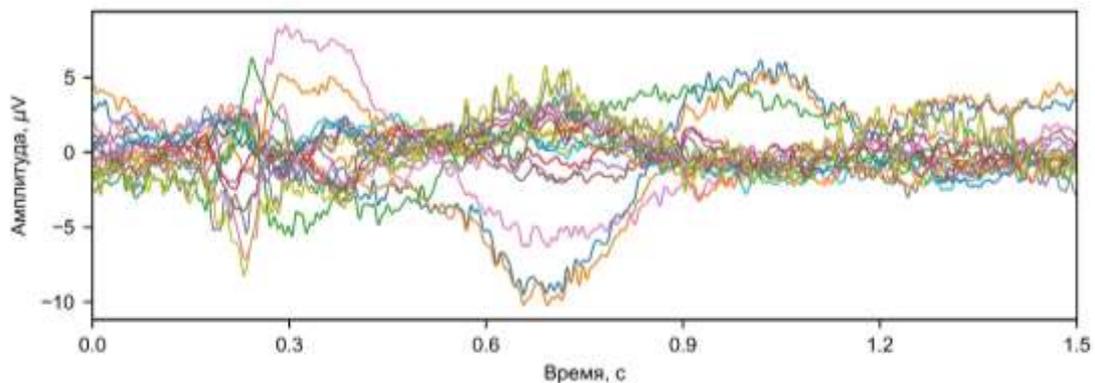


Рис. 4. Усредненный отклик на стимул «конкретные слова».

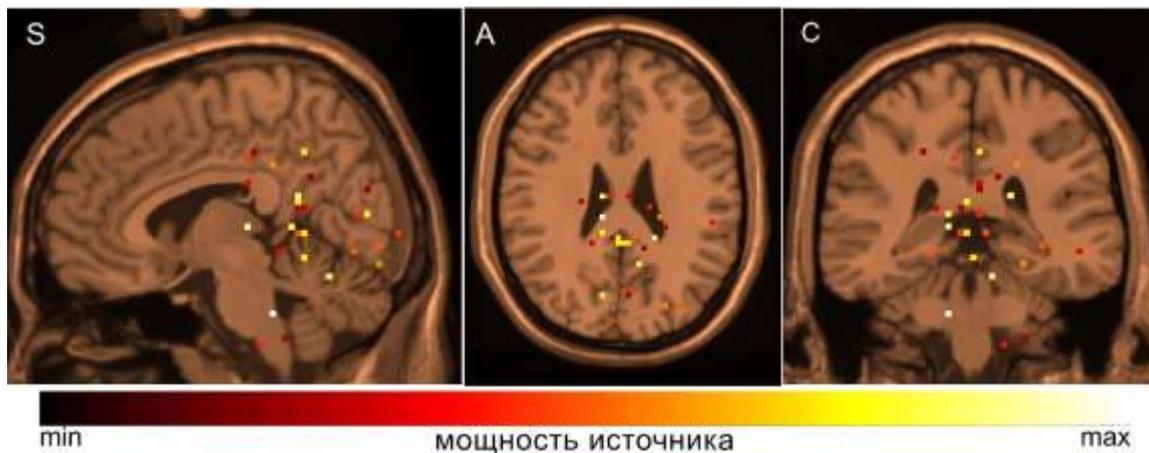


Рис. 5. Функциональная томограмма отклика на стимул «конкретные слова». На рисунках S, A и C показаны сагитальное аксиальное и корональное сечения усредненной МРТ [34], совмещенные с функциональной томограммой мощностей (цветом обозначена мощность источника, см. легенду в нижней части рисунка).

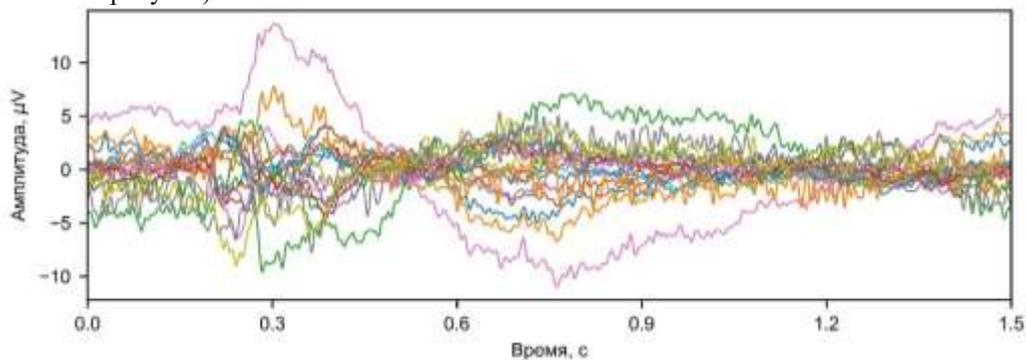


Рис. 6. Усредненный отклик на стимул «позитивные слова».

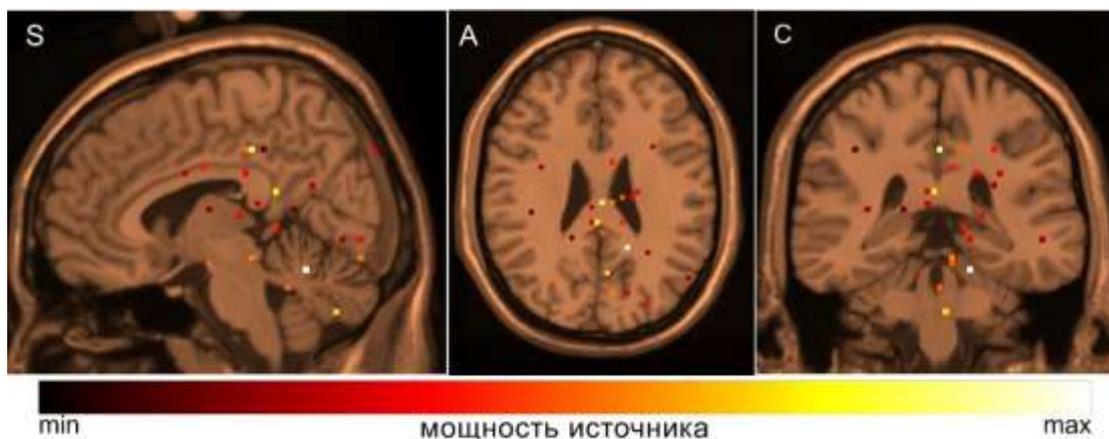


Рис. 7. Функциональная томограмма отклика на стимул «позитивные слова».

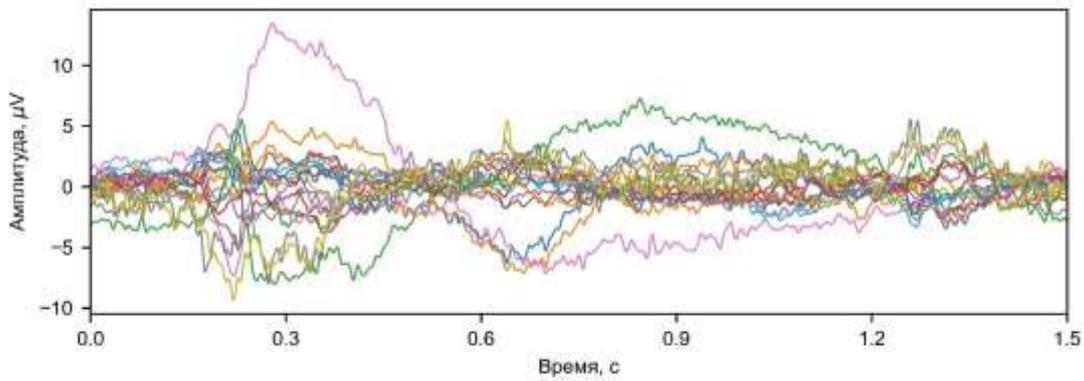


Рис. 8. Усредненный отклик на стимул «негативные слова».

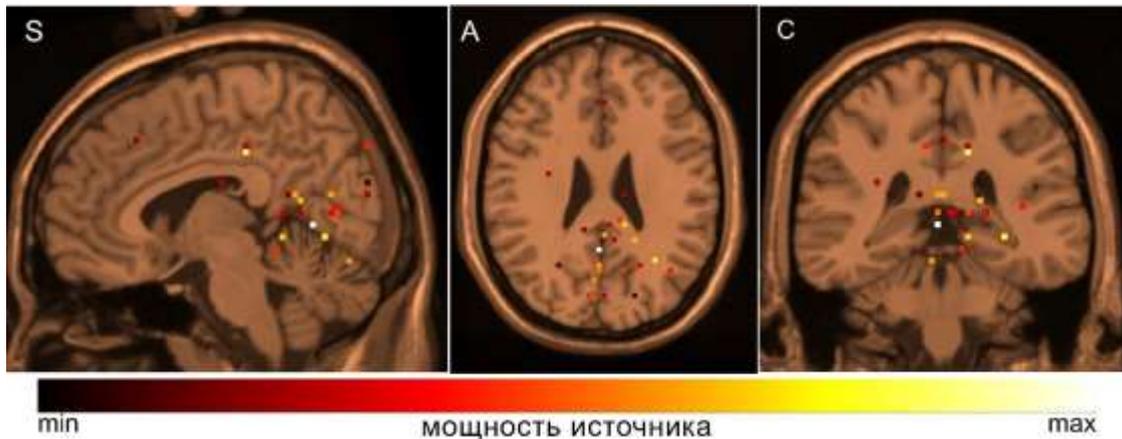


Рис. 9. Функциональная томограмма отклика на стимул «негативные слова». На рисунках S, A и C показаны сагиттальное аксиальное и корональное сечения усредненной МРТ [34], совмещенные с функциональной томограммой мощностей (цветом обозначена мощность источника, см. легенду в нижней части рисунка).

На основании сравнения рисунка 3 и рисунка 5 можно сделать вывод о том, что распределение источников при стимуляции группой «конкретные слова» более компактное и смещено ближе к затылочной части мозга, чем при стимуляции группой «абстрактные слова».

Из сравнения рисунка 7 и рисунка 9 следует, что распределение источников при стимуляции группой «негативные слова» более компактное и смещено ближе к затылочной части мозга, чем при стимуляции группой «позитивные слова».

В целом все распределения источников выглядят разумно, а более детальное рассмотрение их локализации потребует использования индивидуальных магнитно-резонансных томограмм субъектов вместо усредненной МРТ [34].

По результатам экспериментов, в которых изучалась вызванная активность мозга при предъявлении письменных речевых стимулов, можно сделать вывод о том, что эта активность довольно сильно отличается у разных субъектов. Различаются временные ряды откликов на стимулы, а также функциональные томограммы, несущие информацию о локализации источников. Возможно, причина этих различий состоит в принципиально большом разбросе способов организации речевого процесса в мозге разных людей в зависимости от их физиологического состояния и индивидуального опыта овладения языком. Дальнейшее изучение этого явления требует проведения массовых экспериментов с единым набором речевых стимулов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе метод функциональной томографии сложных систем по многоканальным временным рядам [30–33] был модифицирован для изучения вызванной активности, после чего был успешно применен к изучению восприятия письменной речи. Найдено что пространственное распределение источников электрической активности различается при различных по смысловой и эмоциональной окраске стимулах.

Для более точного решения обратной задачи необходимо использовать магнитно-резонансную томограмму субъекта. Например, в работах [40–42] используется реалистическая форма головы и метод конечных элементов, в котором проводимость каждой элементарной ячейки задается в соответствии с ее принадлежностью (найденной по томограмме) к одной из четырех областей: мозг, спинномозговая жидкость, череп, скальп. Совместное рассмотрение функциональной томограммы и анатомической структуры конкретного мозга позволит детально изучать его работу в различных состояниях. Для этого необходимо точное пространственное согласование электроэнцефалографического эксперимента и магнитно-резонансной томограммы [43–45].

По результатам работы можно сделать вывод о применимости метода функциональной томографии для изучения речи при помощи электроэнцефалографии.

Работа Устинина М.Н., Рыкунова С.Д., Бойко А.И. поддержана грантами РФФИ № 18-00-00634 (К) (№ 18-00-00619), № 17-29-02178, № 20-07-00733, № 20-07-00842, № 19-07-00964. Работа Тарасова Е.Ф. и Журавлева И.В. поддержана грантом РФФИ № 18-00-00634 (К) (№ 18-00-00575). Работа Поликарпова М.А., Рябова Т.А., Юренин А.Ю. поддержана грантом РФФИ № 18-00-00634 (К) (№ 18-00-00513).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Morrison C.M., Ellis A.W. Roles of word frequency and age of acquisition in word naming and lexical decision. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*. 1995. V. 21. No. 1. P. 116–133. doi: [10.1037/0278-7393.21.1.116](https://doi.org/10.1037/0278-7393.21.1.116)
2. Forster K.I., Chambers S.M. Lexical access and naming time. *Journal of Verbal Learning & Verbal Behavior*. 1973. V. 12. No. 6. P. 627–635. doi: [10.1016/S0022-5371\(73\)80042-8](https://doi.org/10.1016/S0022-5371(73)80042-8)
3. Oldfield R.C., Wingfield A. Response latencies in naming objects. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*. 1965. V. 17. No. 4. P. 273–281. doi: [10.1080/17470216508416445](https://doi.org/10.1080/17470216508416445)
4. Bird H., Franklin S., Howard D. Age of acquisition and imageability ratings for a large set of words, including verbs and function words. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers* 2001. V. 33. P. 73–79. doi: [10.3758/BF03195349](https://doi.org/10.3758/BF03195349)
5. Леонтьев А.Н. Опыт структурного анализа цепных ассоциативных рядов (экспериментальное исследование). В: Леонтьев А.Н. *Избранные психологические произведения*. М.: Педагогика, 1983. Т. II. С. 50–71.
6. Петренко В.Ф., Кучеренко В.В., Нистратов А.А. Влияние аффекта на семантическую организацию значений. В: *Текст как психолингвистическая реальность*. М.: Институт языкознания РАН, 1982. С. 60–80.
7. Шаховский В.И. *Лингвистическая теория эмоций*. М.: Гнозис, 2008. 416 с.
8. Liebenthal E., Silbersweig D.A., Stern E. The Language, Tone and Prosody of Emotions: Neural Substrates and Dynamics of Spoken-Word Emotion Perception. *Frontiers in Neuroscience*. 2016. V. 10. P. 506. doi: [10.3389/fnins.2016.00506](https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00506)

9. Bradley M.M., Lang P.J. *Affective norms for English words (ANEW): Instruction manual and affective ratings*: Technical Report C-1, The Center for Research in Psychophysiology, University of Florida. 1999.
10. Bressler, S.L. Large-scale cortical networks and cognition. *Brain Research Reviews*. 1995. 20. No. 3. P. 288–304. doi: [10.1016/0165-0173\(94\)00016-i](https://doi.org/10.1016/0165-0173(94)00016-i)
11. Piai V., Anderson K.L., Lin J.J., Dewar C., Parvizi J., Dronkers N.F., Knight R.T. Direct brain recordings reveal hippocampal rhythm underpinnings of language processing. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2016. V. 113. No. 40. P. 11366–11371. doi: [10.1073/pnas.1603312113](https://doi.org/10.1073/pnas.1603312113)
12. Fiebach C.J., Friederici A.D., Müller K., von Cramon D.Y. fMRI Evidence for Dual Routes to the Mental Lexicon in Visual Word Recognition. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 2002. V. 14. No. 1. P. 11–23. doi: [10.1162/089892902317205285](https://doi.org/10.1162/089892902317205285)
13. Mayall K., Humphreys G.W., Mechelli A., Olson A., Price C.J. The Effects of Case Mixing on Word Recognition: Evidence from a PET Study. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 2001. V. 13. No. 6. P. 844–853. doi: [10.1162/08989290152541494](https://doi.org/10.1162/08989290152541494)
14. Naatanen R., Paavilainen P., Tiitinen H., Jiang D., Alho K. Attention and MMN. *Psychophysiology*. 1993. V. 30. P. 436–450. doi: [10.1111/j.1469-8986.1993.tb02067.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1993.tb02067.x)
15. Кропотов Ю.Д. *Количественная ЭЭГ, когнитивные ВП мозга человека и нейротерапия*. Донецк, 2010. 512 с.
16. Ревенок Е.В., Гнездицкий В.В., Корепина О.С. Вызванные потенциалы в оценке старения и деменции. В: *Опыт применения вызванных потенциалов в клинической практике*. Под ред. В.В. Гнездицкого, А.М. Шамшиновой. М: АОЗТ «Антидор», 2001. С. 160–182.
17. Pfurtscheller G. Mapping event-related potentials and tool derivation. *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1988. V. 70. P. 190–193.
18. Polich J., Squire L.R. P300 from amnesic patients with bilateral hippocampal lesions. *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1993. V. 86. P. 408–417.
19. Naatanen R. MMN: a powerful tool for cognitive neuroscience. *Ear and Hearing*. 1995. V. 16. № 1. P. 6–18.
20. Coles M.G., Rugg M.D. *Event-related brain potentials: An introduction*. Oxford University Press, 1995.
21. Handy T.C. *Event-related potentials: A methods handbook*. MIT Press, 2005. 416 p. ISBN: 9780262083331.
22. Luck S. *An introduction to the event-related potential technique*. MIT Press, 2014. 416 p. ISBN: 9780262525855.
23. Pfurtscheller G., Da Silva F.L. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*. 1999. V. 110. No. 11. P. 1842–1857. doi: [10.1016/S1388-2457\(99\)00141-8](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00141-8)
24. Woodman G.F. A brief introduction to the use of event related potentials in studies of perception and attention. *Attention, Perception, & Psychophysics*. 2010. V. 72. No. 8. P. 2031–2046. doi: [10.3758/BF03196680](https://doi.org/10.3758/BF03196680)
25. Arnaud L., Sato M., Ménard L., Gracco V.L. Repetition suppression for speech processing in the associative occipital and parietal cortex of congenitally blind adults. *PLoS One*. 2013. V. 8. No. 5. Article No. e64553. doi: [10.1371/journal.pone.0064553](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0064553)
26. Grill-Spector K., Henson R., Martin A. Repetition and the brain: Neural models of stimulus-specific effects. *Trends in Cognitive Sciences*. 2006. V. 10. No. 1. P. 14–23. doi: [10.1016/j.tics.2005.11.006](https://doi.org/10.1016/j.tics.2005.11.006)
27. Henson R.N. Neuroimaging studies of priming. *Progress in Neurobiology*. 2003. V. 70. No. 1. P. 53–81. doi: [10.1016/S0301-0082\(03\)00086-8](https://doi.org/10.1016/S0301-0082(03)00086-8)

28. Mayrhauser L., Bergmann J., Crone J., Kronbichler M. Neural repetition suppression: Evidence for perceptual expectation in object-selective regions. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014. V. 8. P. 225. doi: [10.3389/fnhum.2014.00225](https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00225)
29. Summerfield C., Trittschuh E.H., Monti J.M., Mesulam M.-M., Eger T. Neural repetition suppression reflects fulfilled perceptual expectations. *Nature Neuroscience*. 2008. V. 11. No. 9. P. 1004. doi: [10.1038/nn.2163](https://doi.org/10.1038/nn.2163)
30. Llinás R.R., Ustinin M., Rykunov S., Walton K.D., Rabello G.M., Garcia J., Boyko A., Sychev V. Noninvasive muscle activity imaging using magnetography. *PNAS*. 2020. V. 117. No. 9. P. 4942–4947. doi: [10.1073/pnas.1913135117](https://doi.org/10.1073/pnas.1913135117)
31. Llinás R.R., Ustinin M.N. Frequency-pattern functional tomography of magnetoencephalography data allows new approach to the study of human brain organization. *Front. Neural Circuits*. 2014. V. 8. Article No. 43. doi: [10.3389/fncir.2014.00043](https://doi.org/10.3389/fncir.2014.00043)
32. Llinás R.R., Ustinin M.N., Rykunov S.D., Boyko A.I., Sychev V.V., Walton K.D., Rabello G.M., Garcia J. Reconstruction of human brain spontaneous activity based on frequency-pattern analysis of magnetoencephalography data. *Front. Neurosci*. 2015. V. 9. Article No. 373. doi: [10.3389/fnins.2015.00373](https://doi.org/10.3389/fnins.2015.00373)
33. Устинин М.Н., Рыкунов С.Д., Бойко А.И., Маслова О.А. Реконструкция функциональной структуры мозга человека по данным электроэнцефалографии. *Математическая биология и биоинформатика*. 2020. Т. 15. № 1. С. 106–117. doi: [10.17537/2020.15.106](https://doi.org/10.17537/2020.15.106)
34. Holmes C.J., Hoge R., Collins L., Woods R., Toga A.W., Evans A.C. Enhancement of MR images using registration for signal averaging. *J. Comput. Assist. Tomogr*. 1998. V. 22. No. 2. P. 324–33. doi: [10.1097/00004728-199803000-00032](https://doi.org/10.1097/00004728-199803000-00032)
35. Tadel F., Baillet S., Mosher J.C., Pantazis D., Leahy R.M. Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2011. V. 2011. ID 879716.
36. Frigo M., Johnson S.G. The Design and Implementation of FFTW3. *Proceedings of the IEEE*. 2005. V. 93. № 2. P. 216–231. doi: [10.1109/JPROC.2004.840301](https://doi.org/10.1109/JPROC.2004.840301)
37. Belouchrani A., Abed-Meraim K., Cardoso J.-F., Moulines E. A blind source separation technique using second-order statistics. *IEEE Trans. Signal Processing*. 1997. V. 45. P. 434–444. doi: [10.1109/78.554307](https://doi.org/10.1109/78.554307)
38. Mosher J.C., Leahy R.M., Lewis P.S. EEG and MEG: forward solutions for inverse methods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1999. V. 46. No. 3. P. 245–259. doi: [10.1109/10.748978](https://doi.org/10.1109/10.748978)
39. Kielar A., Panamsky L., Links K.A., Meltzer J.A. Localization of electrophysiological responses to semantic and syntactic anomalies in language comprehension with MEG. *NeuroImage*. 2015. V. 105. P. 507–524. doi: [10.1016/j.neuroimage.2014.11.016](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2014.11.016)
40. Montes-Restrepo V., Van Mierlo P., Strobbe G., Staelens S., Vandenberghe S., Hallez H. Influence of skull modeling approaches on EEG source localization. *Brain Topography*. 2014. V. 27. P. 95–111. doi: [10.1007/s10548-013-0313-y](https://doi.org/10.1007/s10548-013-0313-y)
41. Huang Y., Parra L.C., Haufe S. The NewYork Head – a precise standardized volume conductor model for EEG source localization and tES targeting. *NeuroImage*. 2016. V. 140. P. 150–162. doi: [10.1016/j.neuroimage.2015.12.019](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.12.019)
42. Céspedes-Villar Y., Martínez-Vargas J.D., Castellanos-Dominguez G. Influence of patient-specific head modeling on EEG source imaging. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2020. V. 2020. Article ID 5076865. doi: [10.1155/2020/5076865](https://doi.org/10.1155/2020/5076865)
43. Koessler L., Maillard L., Benhadid A., Vignal J.P., Braun M., Vespignani H. Spatial localization of EEG electrodes. *Neurophysiol Clin*. 2007. V. 37. No. 2. P. 97–102. doi: [10.1016/j.neucli.2007.03.002](https://doi.org/10.1016/j.neucli.2007.03.002)

44. Chen S., He Y., Qiu H., Yan X., Zhao M. Spatial Localization of EEG Electrodes in a TOF+CCD Camera System. *Front. Neuroinform.* 2019. V. 13. Article No. 21. doi: [10.3389/fninf.2019.00021](https://doi.org/10.3389/fninf.2019.00021)
45. Taberna G.A., Marino M., Ganzetti M., Mantini D. Spatial localization of EEG electrodes using 3D scanning. *J. Neural. Eng.* 2019. V. 16. No. 2. P. 026020. doi: [10.1088/1741-2552/aafdd1](https://doi.org/10.1088/1741-2552/aafdd1)

Рукопись поступила в редакцию 18.11.2020, переработанный вариант поступил 29.12.2020.

Дата опубликования 11.01.2021.

===== INFORMATION AND COMPUTER =====
 ===== TECHNOLOGIES IN BIOLOGY AND MEDICINE =====

Study of the Perception of Written Speech Using Functional Tomography Based On Electroencephalography Data

Ustinin M.N.¹, Rykunov S.D.¹, Boyko A.I.¹, Tarasov E.F.²,
 Zhuravlev I.V.², Polikarpov M.A.³, Ryabov T.A.^{3,4}, Filatov I.A.^{3,4},
 Yurenya A.Yu.^{3,4}, Panchenko V.Ya.^{3,4}

¹*Keldysh Institute of Applied Mathematics RAS, Moscow, Russia*

²*Institute of Linguistics, Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia*

³*National Research Center "Kurchatov Institute", Moscow, Russia*

⁴*Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia*

Abstract. The spectral and spatial characteristics of the electroencephalograms recorded during the perception of written speech were studied. For the experimental study, four groups were formed, each containing 100 words: words with a positive emotional rating, words with a negative emotional rating, words with concrete meanings, and words with abstract meanings. A separate experiment was conducted for each group with the subjects. Words were represented by white text on a black background, each word was presented for 1000 ms, after the presentation of the stimulus there was a pause of 500 ms. Brain activity was recorded using an electroencephalograph with 19 leads, arranged according to the 10–20 scheme. For detailed quantitative analysis of this activity, method of functional tomography of the brain, based on electroencephalography data, was used. This method is based on the Fourier transform of multichannel encephalographic data and the localization of individual spectral components. The method makes it possible to single out and stably localize in space various spectral features of the brain activity studied in experiments on speech research. The frequency band from 8 to 30 Hz was analyzed; for all spectral components in this band, the inverse problem was solved in the approximation of an equivalent current dipole in a single-layer spherical conductor, without any restrictions on the position of the source. As a result, three-dimensional maps of activity were built - the functional structures of the brain. The presentation of these functional structures on magnetic resonance imaging allows one to study the frequency and spatial characteristics of responses to various speech stimuli.

Key words: *speech perception, emotionally charged words, abstract and concrete words, electroencephalography, Fourier transform, inverse problem solution, functional structure of the brain.*