Математическая биология и биоинформатика
2019. Т. 14. № 2. С. 705–719. doi: 10.17537/2019.14.705

========== ИНФОРМАЦИОННЫЕ И ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЕ ==========
==========ТЕХНОЛОГИИ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ==========

УДК 612.825+159.95+51-76

Спектральные и пространственные характеристики активности структур головного мозга, участвующих в восприятии и производстве речи

Панкратова Н.М.[*1], Поликарпов М.А.[2], Тарасов Е.Ф.[3], Рыкунов С.Д.[1], Устинин М.Н.[1]

[1]*Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша Российской академии наук, г. Москва, Россия*
[2]*Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», г. Москва, Россия*
[3]*Институт языкознания Российской академии наук, г. Москва, Россия*

Аннотация. Рассматриваются спектральные и пространственные характеристики энцефалограмм, регистрируемых при восприятии и производстве речи. Представлен систематизированный обзор литературы, включающий статьи по оценке спектра речевых источников и их расположения в мозге. В качестве основного экспериментального подхода выбрана энцефалография. Отмечаются преимущества магнитной энцефалографии, а также трудности в постановке экспериментов и наличие возможных артефактов. Делается вывод о большом разнообразии спектральных и пространственных признаков, присущих речевой активности мозга. Для детального количественного анализа этой активности предлагается использовать метод функциональной томографии мозга по данным магнитной энцефалографии. 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.

Ключевые слова: *распознавание речи, электроэнцефалография, магнитная энцефалография, преобразование Фурье, обратные задачи, функциональная структура мозга, предметное значение лексических единиц, непредметное значение лексических единиц, креолизованный текст, смысл текста, эмоционально окрашенное слово.*

ВВЕДЕНИЕ

Человеческая система работы с речью распадается на три составляющие. Это, во-первых, восприятие поступающего акустического сигнала. Во-вторых, осознание смысла сказанного, то есть перевод информации из речевого кода во внутренний код мозга и его обработка. Третья составляющая состоит в производстве ответных откликов на поступающее высказывание. При сравнении темпа производства и восприятия речи с характерными временами корковых процессов обращает на себя внимание малость времени, остающегося на сам процесс осознания. Это позволяет предположить наличие в мозге детекторов на каждый из этих элементов. Первой работой, в которой говорится

[*]natpan1974@mail.ru

о нейрофизиологии речи, стало наблюдение Поля Брока о том, что у людей с речевыми нарушениями были обнаружены патологические образования в левом полушарии головного мозга. Таким образом Брока указал на функциональную асимметрию головного мозга [1]. Также он указал на моторный речевой центр, центр Брока, при повреждении которого человек испытывал трудности с говорением, даже если он понимал речь [2]. Немногим позднее, в 1873 году, Карл Вернике обратил внимание на пациента, перенёсшего инсульт, который мог без затруднений говорить, но при этом не замечал своих ошибок и не понимал речь, с которой к нему обращались, хотя слух его не был нарушен. После смерти на вскрытии у этого пациента было обнаружено поражение задней теменной и височной области левого полушария мозга. Вернике заключил, что эта область, которая близка к слуховой области мозга, участвует в понимании речи. Так была открыта область Вернике [3]. Вернике также открыл дугообразные волокна, соединяющие центр Брока и область Вернике, повреждение которых ведет к моторной и сенсорной афазии. Нейрофизиологию речи можно разделить на следующие подразделы [4]. 1) Восприятие речи: Регистрация сигнала и определение его как языкового. При этом необходимо различать восприятие устной и письменной речи. В восприятии устной речи участвует слуховой анализатор, а письменной – зрительный анализатор. 2) Воспроизведение речи: Устная речь. Для воспроизведения устной речи необходимо скоординированное взаимодействие мышечной, дыхательной и артикуляционной систем. Кроме того, важные характеристики – интонация и жестикуляция. Письменная речь. Задействована мелкая моторика. 3) Внутренняя речь. Так можно определить процесс мышления. Таким образом, является актуальной задача локализации источников активности головного мозга, связанной с пониманием и воспроизведением речи, определения спектральных характеристик этой активности и постановка соответствующих экспериментов.

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИЗУЧЕНИЯ РЕЧИ

Для изучения нейрофизиологических аспектов речи широко используется электро- и магнитоэнцефалография. Метод электроэнцефалографии (ЭЭГ) успешно применяется для оценки мозговой деятельности при восприятии речевых стимулов и при их распознавании [5, 6]. 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 [7].

Метод магнитной энцефалографии [8] (МЭГ) на 40 лет моложе общеизвестного и широко применяемого в клиниках в тех же целях метода электроэнцефалографии (ЭЭГ) [9] и имеет ряд принципиальных преимуществ. С помощью ЭЭГ исследуют распределение электрических потенциалов по поверхности головы, то есть метод основан на анализе поверхностного распределения скалярной величины. Это означает, что не существует возможности математически точно решить обратную задачу по восстановлению характеристик и пространственного распределения электрических источников в мозге и могут быть использованы лишь приближенные численные методы решения обратной задачи. МЭГ оперирует с проекциями векторов магнитной индукции, и поэтому, при определенных начальных и граничных условиях, которые можно сформулировать исходя из имеющихся знаний о физических характеристиках электрических источников в мозге и характеристиках магнитометрической системы, используемой для проведения исследования, точное решение обратной задачи по восстановлению характеристик электрических источников и их пространственного распределения в коре головного мозга возможно [10]. В противоположность электрическим полям, магнитные поля меньше искажаются резистивными свойствами черепа и кожи головы, что обеспечивает более высокое пространственное разрешение МЭГ. В то время как ЭЭГ чувствительна и к радиальной, и к тангенциальной

Математическая биология и биоинформатика. 2019. Т. 14. № 2. doi: 10.17537/2019.14.705

компонентам электрического источника в сферическом объемном проводнике, МЭГ измеряет только тангенциальную компоненту. Таким образом, МЭГ может селективно регистрировать электрическую активность в бороздах мозга, в то время как ЭЭГ измеряет источники и в бороздах, и на поверхности извилин, причем радиальные источники преобладают.

МЭГ, в отличие от электроэнцефалографии, полностью бесконтактна, поскольку не связана с необходимостью закрепления каких-либо электродов на голове обследуемого и не зависит от формы головы, что также является одним из ее дополнительных преимуществ. Она не использует никаких референтных сигналов, которые существенно осложняют интерпретацию результатов в ЭЭГ. Как метод визуализации быстропротекающих корковых процессов, МЭГ обладает очень высокими значениями временного разрешения электрических событий в мозге (порядка одной миллисекунды) и достаточно хорошими показателями пространственного разрешения (3–5 миллиметров) [11]. С такой точностью современные математические модели и методы обработки данных магнитных измерений позволяют по измеренному распределению магнитного поля восстановить двумерные или трехмерные распределения электрических источников в мозге человека. К недостаткам МЭГ следует отнести необходимость использования магнитометрических систем гелиевого охлаждения. Поскольку нейромагнитные поля имеют амплитуды в диапазоне 50–500 фемтоТесла, в миллионы раз слабее магнитного поля Земли, в МЭГ системах требуется использование сверхвысокочувствительных магнитометров, каковыми являются магнитометры на основе СКВИДов. Применение МЭГ для лингвистических исследований сегодня очень популярно и направлено на решение как фундаментальных когнитивных [12, 13], так и медицинских, в основном нейрохирургических задач [14].

Важным моментом в постановке экспериментов с записью электрической активностью мозга являются артефакты. Поскольку речевой аппарат связан с мышечной активностью, возникают опасения записи артефактов. В работе [15] рассмотрены способы решения этих проблем путем постановки задач со скрытым ответом, отложенным чтением, мониторингом фонем. Также указаны недостатки и возможные трудности в таких экспериментах, даны четкие рекомендации к использованию различных методов анализа экспериментальных данных для удаления артефактов. Необходимым условием обработки экспериментальных данных является статистическая верификация. Решению проблем обработки сигналов и статистическому тестированию в электрофизиологии посвящена работа [16].

СПЕКТРАЛЬНЫЕ И ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ РЕЧЕВОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА

Поль Брока первым указал на функциональную асимметрию полушарий головного мозга [1]. Процесс, в результате которого различные функции мозга связываются с одним из полушарий, называется латерализацией. В работе [17] изучалась локализация зоны Брока с помощью МЭГ, согласованная с функциональной МРТ, во время генерации глаголов. Эксперименты, связанные с генерацией глагола, состояли в следующем. Было поставлено две лингвистические задачи: генерация глагола при представлении изображения и при представлении существительного, к которому надо было подобрать глагол. Также были представлены в качестве ложных стимулов ничего не значащие наборы букв. Авторы говорят об отклике с локализацией во фронтальной области на стимул изображения в бета диапазоне, а на стимул слова – в низкочастотном гамма диапазоне.

В работе [18] приводится исследование, проведенное с помощью магнитной энцефалографии в эксперименте с генерацией глаголов в двух возрастных группах здоровых детей: маленькие дети и подростки. Показано, что латерализация языковой

функции происходит к подростковому возрасту. Этим авторы объясняют пластичность детского мозга и возможность восстановления речевой функции в раннем детстве после травмирования речевой зоны. В исследовании, проведенном в работе [19], показана разница в латерализации языковой функции с возрастом у мальчиков и девочек. Их исследования, основанные на экспериментах, спланированных так же, как в работе [18], показали, что языковая латерализация у мальчиков происходит уже в раннем возрасте и закрепляется к подростковому, тогда как у девочек младшего возраста наблюдается активная двусторонняя языковая сеть и только к шестнадцати годам появляется большая часть левосторонней латерализации. Поскольку все дети для эксперимента отбирались с примерно одинаковым уровнем развития в своей возрастной группе, то авторы делают вывод о различии в функциональной нейрофизиологии между мальчиками и девочками.

В работе [20] был проведен ретроспективный анализ экспериментов, описанных в работе [18]. Сопоставляя МЭГ данные и данные функциональной МРТ, авторы говорят о локализации источников активности дельта и тета диапазонов в левую лобную область головного мозга; источники альфа и бета активности сдвинуты в область срединных структур. Также в бета и гамма диапазонах появляются источники в задних областях с обеих сторон.

Использование МЭГ для неинвазивной оценки доминирующего полушария в восприятии речи является хорошо отработанной процедурой при лечении эпилепсии у детей и взрослых хирургическим способом. Авторы работы говорят о важности оценки функционирования мозга, определении доминирующего полушария у детей, которых необходимо поддерживать седативной терапией в дооперационном периоде [21]. Для определения доминирующего полушария восприятия речи необходимо понять, достаточно ли активируются корковые механизмы лингвистической обработки речевых стимулов при седатации. Было проведено ретроспективное исследование рутинного клинического теста на рецепцию. Результаты этого исследования продемонстрировали возможность определения доминирующего в рецепции языка полушария с помощью пассивной МЭГ. Это подтверждает полезность использования МЭГ перед проведением операций на головном мозге у детей, находящихся на седативном лечении.

Современная медицина даёт шанс на жизнь сильно недоношенным детям, выхаживая младенцев на сроках больше 23-х недель. Однако, развитие нервной системы у этих детей вызывает серьёзные опасения. В работе [22] проведено исследование детей и подростков, родившихся ранее 32 недель беременности, с помощью МРТ и функционального анализа связей. Аналогично были обследованы типично развивающиеся дети и подростки. Результаты исследований двух этих групп показали значимые отличия. Оказалось, что дети и подростки с обычным развитием имеют значительно более сильные связи между речевыми областями мозга. Однако, было показано и то, что дети и подростки, рожденные сильно раньше срока, имеют сильные связи, как внутриполушарные, так и между полушариями, между речевыми областями и областями, не имеющими отношения к речи. Последнее наблюдение согласуется с выводами исследования [23]. Авторы утверждают, что высокий риск развития языковых дефектов у недоношенных детей связан с увеличением межполушарных связей. Работа была выполнена с использованием МЭГ и функциональной МРТ. Спектральный анализ временных рядов МЭГ показал значимое увеличение активности в бета – диапазоне, а именно от 22 Гц до 25 Гц, у детей, родившихся намного раньше срока по сравнению с обычно развивающимися детьми.

Известно, что речевые зоны у маленьких детей не латерализованы и эксперименты демонстрируют отклик на лингвистические задачи, как достаточно распределённую сеть источников по различным отделам мозга в обоих полушариях. Для понимания роли в языковых процессах областей, не являющихся речевыми по определению, авторы работы [24] решили с помощью теоретико-графического анализа источников

Математическая биология и биоинформатика. 2019. Т. 14. № 2. doi: 10.17537/2019.14.705

активности, записанной с помощью МЭГ, создать педиатрические языковые карты. Анализировались эксперименты с генерацией глаголов в двух группах: маленьких детей (4–6 лет) и подростков (16–18 лет). Интересно, что в обеих группах было зафиксирована низкочастотная бета активность в области центра Брока. Авторы полагают, что наличие карт со связями всего мозга и сетевой анализ могут быть использованы для отображения критических речевых сайтов, а также краёв важной речевой ткани при хирургических вмешательствах.

Результаты наблюдений за функциональными изменениями при повреждениях различных областей головного мозга показывают, что обработка языка зависит от динамического взаимодействия передних и задних областей мозга. Важные для использования языка области сгруппированы в функционально связанные сети, отвечающие за обработку различных типов информации. Для выявления этих областей и определения их функциональной нагрузки, ряд исследователей проводят эксперименты по анализу обработки предложений. В работе [25] проводят анализ записей МЭГ в экспериментах с подачей синтаксических и семантических аномалий. Авторы ожидали, что синтаксические и семантические нарушения будут активизировать некоторые общие области, но какие-то области будут однозначно реагировать на один тип нарушения. Авторы подавали испытуемым триплеты из предложений. Первое предложение было написано правильно («She will go to the bakery for a loaf of bread»). Во втором, с семантической аномалией, было изменено последнее слово («She will go to the bakery for a loaf of books»). Третье предложение было несогласовано синтаксически – главный глагол был поставлен в неправильной форме («She will going to the bakery for a loaf of bread»). При семантических аномалиях в визуальной модальности происходило уменьшение мощности активности в большей части левой затылочной коры и правого клина. Источники активности на частотах 8–30 Гц определялись в левых задних верхних височных областях и в веретенообразной извилине, а также в задних частях левой верхней теменной доли, надмаргинальной извилины (supramarginal gyrus) (SMG) и большей части левой угловой извилины (AG). Снижение мощности также наблюдалось в лобных областях, включая левую нижнюю лобную извилину и боковую поверхность средней лобной извилины. В слуховой модальности активность 8–30 Гц была сильно левосторонней и исходила из затылочной коры в AG и SMG по длине левой височной доли, включая заднюю и среднюю верхнюю височную извилину. В лобной коре снижение мощности наблюдалось в нижней лобной извилине и на боковой поверхности задней средней префронтальной коры. Кроме того, снижение мощности было обнаружено в верхней лобной извилине в обоих полушариях. В визуальной модальности при синтаксических аномалиях активность уменьшается как в левом, так и в правом полушариях. Источники активности с частотой 8–30 Гц попадали в затылочную кору, заднюю верхнюю височную извилину, задние части средней и нижней височной коры, в нижнюю и верхнюю теменные доли. Снижение мощности также наблюдалось вдоль прецентральной и постцентральной извилин, включая моторную кору, премоторную и дополнительную моторные области, и распространялось вдоль средней лобной коры в обоих полушариях. В слуховой модальности синтаксические эффекты были ограничены небольшим скоплением в правой затылочной коре. Авторы предполагают, что снижение мощности активности в альфа и бета диапазонах, вероятно, отражает более активное вовлечение релевантных для коры областей, специализирующихся на обработке семантической и синтаксической информации. Напротив, увеличение тета-мощности в лобных медиальных областях, скорее всего, связано с общим повышением нагрузки на рабочую память в целом, связанной с обнаружением аномалий или повышением внимания к задаче. Результаты показывают, что во время понимания языка синхронизация активности в тета-диапазоне играет роль в поддержании рабочего представления памяти входящего

лингвистического вклада. В то же время, пространственно-распределенные области мозга образуют временные функциональные сети, поддерживающие специфичные для области аспекты лингвистической обработки, и связь между этими областями регулируется колебательными изменениями в альфа- и бета-диапазонах частот.

Мозговая активность, связанная с обработкой предложений, была исследована с использованием МЭГ в работе [26]. Целью исследования – проверить, привязана ли передняя временная активация при обработке предложений к порядку представления слов, и понять, могут ли предложения привести к очаговому увеличению активации в передних височных долях по сравнению с активностью при подаче списков слов. При сравнении обработки предложений, встроенных в историю с одними и теми же словами в случайных списках, была обнаружена дополнительная активация в передних височных долях, дальнейшая активация наблюдалась в медиальной префронтальной коре, левой нижней лобной извилине и задних височных долях.

Считается, что синтаксис обработки представляет собой более высокую когнитивную функцию, включающую корковые области вне сенсорных кортикальных слоев. Целью исследования экспериментальных записей МЭГ в работе [27] была локализация кортикальных областей, лежащих в основе ранних синтаксических процессов, и тех, которые лежат в основе перцептивных процессов. Были показаны сходства и различия в обработке синтаксической и слуховой пространственной информации. Обработка синтаксических и слуховых пространственных отклонений привела к модуляциям в супрамаргинальной извилине (supramarginal gyrus – STG), показывая, что оба отклонения обрабатываются параллельно, когда встречаются в комбинации. После этих ранних эффектов в верхней височной коре наблюдались явные доказательства диссоциации речевых процессов и слуховых пространственных процессов. Синтаксически неправильные предложения вызывали активацию в передней STG, в то время как слуховые пространственные отклонения вызывали активации в задней STG. Более того, текущие наблюдения предполагают, что области мозга, независимо активируемые единичными нарушениями, активируются одновременно в случае комбинированного нарушения. Эти результаты свидетельствуют о диссоциации речевых процессов в передней STG и обработке слуховой пространственной информации в задней STG, совместимой с представлением различных потоков обработки во временной коре головного мозга.

Исследование [28] посвящено изучению пространственно-временной динамики основных комбинаторных нейронных механизмов, которые поддерживают языковое производство. Используя МЭГ, авторы сравнили нейронную активность, генерируемую во время производства простых словосочетаний из прилагательного и существительного, например «красное дерево». При этом прилагательные были даны некомпозиционным списком (например, «красный, синий») и элементами управления, состоящими из одного слова («красный», «дерево»). Выявлены ранние комбинаторные эффекты, начинающиеся через 180 мс, что позволяет предположить, что комбинаторная обработка начинается с лексического доступа во время обработки. Комбинаторная активность локализована в левую переднюю височную долю и вентромедиальную префронтальную кору.

Признаки такой лингвистической работы обнаруживаются не только методом МЭГ, но также функциональным МРТ (фМРТ) (более медленным, но не требующим решения обратной задачи и потому более надежным с точки зрения пространственной локализации) в различных зонах коры головного мозга [29, 30]. При этом активируемая зона часто зависит от родного языка испытуемого и решаемых им лингвистических задач. Это объясняется тем, что языки, основанные на разных грамматических принципах, активируют у человека области мозга, ответственные за разные виды памяти. Некоторые языки, которые называют аналитическими, например, английский, передают

Математическая биология и биоинформатика. 2019. Т. 14. № 2. doi: 10.17537/2019.14.705

смысл через порядок слов в предложении. Другие – флективные языки, к которым часто относят немецкий и русский, используют синтаксически самодостаточные слова, положение которых в предложении часто может быть произвольным. Классическим, наиболее ярким примером флективного языка является язык жестов слабослышащих. При предъявлении испытуемым предложений, смысл в которых передается порядком расстановки слов, в их мозге дополнительно активируются зоны, связанные с кратковременной памятью, например, нижняя лобная извилина, средняя височная извилина и нижняя теменная доля, поскольку для понимания такого предложения необходимо удерживать все слова в кратковременной памяти. Описанный механизм часто выявляется у так называемых билингв – людей, использующих в качестве родного языка сразу два языка с разными грамматическими принципами [31–33]. При этом при работе на разных языках в мозге билингв могут пространственно различаться не только зоны грамматической обработки слов, но и зоны хранения разноязычных фонем для их распознавания.

Процесс, посредством которого мы строим сложное значение на основе элементарных лексико-семантических строительных блоков является одним из основных компонентов понимания языка и называется семантическим объединением (semantic unification) [34]. С помощью интегрированного анализа ЭЭГ и фМРТ в работе [35] показано, что в экспериментах с вызванной активностью наблюдается активация левой нижней лобной извилины. Также делается вывод о том, что левая нижняя лобная извилина и двусторонняя супрамаргинальная извилина играют центральную роль в семантическом объединении.

В обзоре [36] рассмотрены две параллельные традиции в изучении лингвистической электрофизиологии со слуховой стимуляцией. Это обработка речи, которая сосредоточена в основном на колебательных реакциях на акустические аспекты раздражителя, и, понимание языка, в которой эксперимент сфокусирован на вызванной временной реакции и тщательном отслеживании по времени всех манипуляций. Автор говорит о необходимости совмещения методов, таких как фМРТ с МЭГ или ЭЭГ, поскольку для задачи изучения языка недостаточно мгновенной пространственной картинки, нужна динамическая картина во времени.

Обычно, как в описанных выше работах по электрофизиологическим исследованиям, выявляющим связанную с семантикой нейронную активность, в эксперименты включают парадигмы, использующие несоответствующие слова в специально составленных предложениях. Авторы [37] показали, что при успешном понимании обычной речи человеческий мозг, а именно текущая динамика корковой активности, реагирует на контекстно-семантическое содержание каждого слова достаточно быстрым по времени способом. Этот подход добавляет дополнительное измерение к исследованию нейронного отслеживания динамики обычной, естественной речи, напрямую связывая новый компонент этого отслеживания с контекстной семантической обработкой речи.

В работе [38] приведен обзор результатов нейроанатомических, клинических и нейровизуальных исследований, которые показали, что роль мозжечка не ограничивается двигательными функциями, но участвует в модуляции широкого спектра языковых функций, таких как словесная беглость, поиск слов, синтаксис, навыки чтения, письма и металингвистики. Приведено обоснование, что филогенетически новейшая часть мозжечка, в частности, боковые части полушарий мозжечка и зубчатые ядра может взаимодействовать с корой лобной ассоциации и соответственно принимать участие в речевой обработке.

Частота следования морфем в речи сравнима с обратными временами обмена потоками импульсов между разными областями в коре и подкорковых структурах [39], а ведь еще требуется время на контроль за правильностью следования элементов речи.

Математическая биология и биоинформатика. 2019. Т. 14. № 2. doi: 10.17537/2019.14.705

Это означает, что при восприятии речи выделение элементов для анализа из потока происходит практически мгновенно по принципу «ключ-замок» и основывается на феномене нейронной памяти, которая однозначно связывает воспринятый акустический паттерн (набор фонем) с памятью на конкретный или абстрактный образ (смысл слова) [40, 41].

Считается, что смыслы слов хранятся в виде распределенных нейронных связей в различных лингвистически неспециализированных областях коры мозга. Эти нейронные связи нарабатываются в процессе обучения человека словам, могут ассоциироваться им с действиями или функциями, сопровождающими это обучение, и, потому, сохраняться в различных функциональных зонах коры головного мозга. Например, слова, обозначающие действия рук и ног, вызывают активацию прямо в соответствующих зонах моторной коры [42, 43]. В рамках такой модели организации речевого процесса особое значение с точки зрения сохранения речевых возможностей человека приобретает локальное место хранения фонем [44], являющихся "ключом" для нахождения записанных в распределенной нейронной памяти смыслов слов. Чаще всего это зона Вернике. Механизм определения соответствия между таким хранящимся в зоне Вернике фонетическим ключом и слышимым звуком изучен мало и, возможно, связан с модуляцией этой фонемой частот естественных кортикальных осцилляций [45].

Было показано [46], что однозначно воспринимаемые изображения существенным образом влияют на смысловое восприятие креолизованного текста, являясь фактором конструирования смысла. При смысловом восприятии слова с предметным значением, для его понимания необходимо, с большой долей вероятности, вызывание из памяти перцептивного эталона в виде визуального образа предмета, обозначенного словом. При восприятии слова с непредметным значением возможность такого вызова, вероятно, отсутствует.

Можно сделать вывод о большом разнообразии спектральных и пространственных признаков, присущих речевой активности мозга. Для детального количественного анализа этой активности мы предлагаем использовать метод функциональной томографии мозга по данным магнитной энцефалографии, созданный и развиваемый авторами данной статьи.

МЕТОД ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ТОМОГРАФИИ

Новый метод анализа многоканальных данных, основанный на преобразовании Фурье и анализе когерентности, был предложен в работе [47] для изучения различных сложных систем. Метод был применен к исследованию спонтанной активности головного мозга в [48, 49]. Рассмотрим основные положения этого метода на примере магнитной энцефалографии. Магнитный энцефалограф одновременно записывает значения магнитного поля в K измерительных каналах в дискретные моменты времени, выдавая набор дискретных экспериментальных векторов $\{\mathbf{b}_k\}$, $k = 1,\ldots, K$. Эти векторы являются дискретным представлением набора непрерывных функций $\{\tilde{B}_k(t)\}$ – магнитной индукции в K каналах. Благодаря высокой частоте регистрации (порядка килогерца), векторы $\{\mathbf{b}_k\}$ представляют непрерывные функции с достаточной точностью. Многоканальное преобразование Фурье вычисляет набор спектров для функций $\{\tilde{B}_k(t)\}$ с помощью дискретного преобразования Фурье [28]:

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

Математическая биология и биоинформатика. 2019. Т. 14. № 2. doi: 10.17537/2019.14.705

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

$$B_k(t) = \sum_{n=1}^{N} \rho_{nk} \sin\left(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}\right),\ \nu_n = \frac{n}{T},\ N = \nu_{\max} T\,, \tag{2}$$

где $\rho_{nk} = \sqrt{a_{nk}^2 + b_{nk}^2}$, $\varphi_{nk} = atan2\left(a_{nk}, b_{nk}\right)$, 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 МЭГ и МЭГ, 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 сигнал частоты ν_n во всех каналах:

$$B_{nk}(t) = \rho_{nk} \sin\left(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}\right), \tag{3}$$

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

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

$$B_{nk}(t) = \rho_{nk} \sin\left(2\pi\nu_n t + \varphi_n\right) = \hat{\rho}_{nk}\rho_n \sin\left(2\pi\nu_n t + \varphi_n\right), \tag{4}$$

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 фаза колебания не зависит от номера канала k, то в формуле (4) 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 $\rho_n \sin\left(2\pi\nu_n t + \varphi_n\right)$, общей для всех каналов, то есть этот источник осциллирует как единое целое на частоте ν_n.

Теоретические основы для реконструкции статичных функциональных сущностей (нейронных цепей, или источников) были изложены в [15, 16]. 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 методом независимых компонент:

4a. Применить алгоритм слепой идентификации второго порядка (SOBI, [50]) для восстановления временных рядов в уравнении (3);

4b. Выбрать ненулевые компоненты;

4c. Применить прямое преобразование Фурье к каждой из выбранных компонент и вычислить амплитуду, нормированный паттерн и фазу, используя уравнение (4).

После четвертого шага этого алгоритма, исходный многоканальный сигнал будет представлен в виде суммы элементарных когерентных осцилляций:

$$B_k(t) \cong \sum_{n=1}^{N}\sum_{m=1}^{M} D_{mn}\hat{\rho}_{mnk}\sin\left(2\pi\nu_n t+\varphi_{mn}\right),\ \nu_n=\frac{n}{T},\ N=\nu_{\max}T\ , \tag{5}$$

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

Метод функциональной томографии реконструирует структуру системы путем анализа набора нормированных паттернов $\hat{\boldsymbol{\rho}}_{mn}$. 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 $\mathbf{Q}_{ijsl}$. Магнитная индукция, порождаемая тестовым диполем $\mathbf{Q}_{ijsl}$, расположенным в точке $\mathbf{r}_{ijs}$, регистрируется датчиком с номером k, находящимся в точке с координатами $\mathbf{r}_k$ и имеющим направление $\mathbf{n}_k$; k-ая компонента ρ^{tr}_{ijslk} тестового паттерна $ijsl$ определяется по модели токового диполя в сферическом проводнике [51]:

$$\rho^{tr}_{ijslk}=\frac{\mu_0}{4\pi F^2}\left(\left(\left(\mathbf{Q}_{ijsl}\times\mathbf{r}_{ijs}\right)F-\left(\mathbf{Q}_{ijsl}\times\mathbf{r}_{ijs},\ \mathbf{r}_k\right)\nabla F\right),\mathbf{n}_k\right), \tag{6}$$

где $F=a\left(ar_k+r_k^2-\left(\mathbf{r}_{ijs},\mathbf{r}_k\right)\right)$,

$\nabla F=\left(a^2r_k^{-1}+a^{-1}\left(\boldsymbol{a},\mathbf{r}_k\right)+2a+2r_k\right)\mathbf{r}_k-\left(a+2r_k+a^{-1}\left(\boldsymbol{a},\mathbf{r}_k\right)\right)\mathbf{r}_{ijs},\ \boldsymbol{a}=\mathbf{r}_k-\mathbf{r}_{ijs}, a=\left|\boldsymbol{a}\right|,\ r_k=\left|\mathbf{r}_k\right|$,

$\left|n_k\right|=1, \mu_0=4\pi\cdot10^{-7}$.

Нормированный паттерн вычисляется как

$$\hat{\rho}^{tr}_{ijslk}=\frac{\rho^{tr}_{ijslk}}{\left|\boldsymbol{\rho}^{tr}_{ijsl}\right|},\ \text{где}\ \left|\boldsymbol{\rho}^{tr}_{ijsl}\right|=\sqrt{\sum_{k=1}^{K}\left(\rho^{tr}_{ijslk}\right)^2}\ . \tag{7}$$

Все тестовые диполи, находящиеся в точке $\mathbf{r}_{ijs}$, лежат в одной плоскости, ортогональной к $\mathbf{r}_{ijs}$, так как результат векторного произведения $\mathbf{Q}_{ijsl}\times\mathbf{r}_{ijs}$ является

Математическая биология и биоинформатика. 2019. Т. 14. № 2. doi: 10.17537/2019.14.705

ненулевым только для таких диполей. Тестовые диполи покрывают круг в $L_{\max}$ направлениях с шагом в $360/L_{\max}$ градусов, в данной работе использовалось $L_{\max} = 12$. Для всех диполей вычисляется набор нормированных паттернов по формуле (7):

$$\left\{\boldsymbol{\rho}_{ijsl}^{tr}\right\},\ i=1,\ldots,N_x;\ j=1,\ldots,N_y;\ s=1,\ldots,N_z;\ l=1,\ldots,L_{\max}. \tag{8}$$

При изучении мозга для каждого испытуемого используется несколько миллионов тестовых паттернов. Эти паттерны порождаются тестовыми диполями, равномерно распределенными в пространстве локализации.

Для каждого из нормированных паттернов $\hat{\boldsymbol{\rho}}_{mn}$ (см. формулу (5)) вычисляется следующая функция, определяющая различие между этим паттерном и одним из тестовых паттернов:

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

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

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

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

Также возможно оценить распределение электрической мощности, производимой дипольными источниками, локализованными с помощью предложенного метода. Для этого рассмотрим узел сетки и направление тестового диполя, задаваемые числами (I, J, S, L), которые были найдены минимизацией выражения (9). Представим искомый диполь в виде произведения

$$\mathbf{Q}_{IJSL}=Q_{IJSL}^0\hat{\mathbf{Q}}_{IJSL}, \tag{10}$$

где Q_{IJSL}^0 – неизвестная амплитуда диполя, а $\hat{\mathbf{Q}}_{IJSL}$ – единичный вектор с известным направлением. Тогда можно записать приближенное равенство

$$\rho_{mnk}\approx Q_{IJSL}^0\frac{\mu_0}{4\pi F^2}\left(\left(\left(\hat{\mathbf{Q}}_{IJSL}\times\mathbf{r}_{ijs}\right)F-\left(\hat{\mathbf{Q}}_{IJSL}\times\mathbf{r}_{ijs},\ \mathbf{r}_k\right)\nabla F\right),\mathbf{n}_k\right)=Q_{IJSL}^0G_{IJSLk}, \tag{11}$$

где ρ_{mnk} – элемент экспериментального паттерна, а функция G_{IJSLk} вычисляется в точке минимума (I, J, S, L). Неизвестную амплитуду диполя можно оценить усреднением по всем каналам измерения:

$$Q_{IJSL}^0=\frac{1}{K}\sum_{k=1}^{K}\frac{\rho_{mnk}}{G_{IJSLk}}, \tag{12}$$

а электрическая мощность искомого диполя будет пропорциональна $\left(Q^0_{IJSL}\right)^2$. Добавляя эту мощность к энергии, производимой ячейкой с координатами центра $\mathbf{r}_{ijs}$, можно получить электрическую функциональную томограмму вместо спектральной. В обоих видах томограмм координаты источников совпадают, а их яркости различаются, так как более удаленные от датчиков диполи имеют бóльшую амплитуду при той же спектральной мощности.

Таким образом, предложенный метод позволяет с высокой точностью выделить и устойчиво локализовать различные спектральные особенности активности мозга, изучаемой в экспериментах по исследованию речи.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Несмотря на большое количество публикаций, посвященных исследованию процессов, связанных с речью, результаты в целом в общую картину не складываются, отличаются малой повторяемостью и часто противоречат друг другу. В некоторой степени это связано со сложностью организации измерительной процедуры с учетом высокой чувствительности метода магнитной энцефалографии. С другой стороны, возможно, проблема глубже и состоит в принципиально большом разбросе способов организации речевого процесса в мозгу разных людей в зависимости от их физиологического состояния и индивидуального исторического опыта овладения языком. Это приводит к необходимости разработки новых экспериментальных протоколов, их реализации на современном энцефалографическом оборудовании и применения эффективных методов анализа данных.

Работа Устинина М.Н., Рыкунова С.Д., Панкратовой Н.М. частично поддержана грантами РФФИ 18-00-00634 (К) (18-00-00619), 17-29-02178, 17-07-00677, 17-07-00686, 19-07-00964. Работа Тарасова Е.Ф. частично поддержана грантом РФФИ 18-00-00634 (К) (18-00-00575). Работа Поликарпова М.А. частично поддержана грантом РФФИ 18-00-00634 (К) (18-00-00513).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Eling P. Broca on the relation between handedness and cerebral speech dominance. *Brain and language*. 1984. V. 22. № 1. P. 158–159.
2. Broca P. Remarks on the seat of the faculty of articulated language, following an observation of aphemia (loss of speech). *Bulletin de la Société Anatomique*. 1861. V. 6. P. 330–357.
3. Geschwind N. Carl Wernicke, the Breslau School and the history of aphasia. In: *Selected papers on language and the brain*. Springer Netherlands, 1974. P. 42–61.
4. Чуприкова Н.И. Дифференционно-интеграционная теория развития как основа решения проблемы соотношения языка и мышления. В: *Дифференционно-интеграционная теория развития*. 2017. Т. 2. С. 165–190.
5. 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.
6. Кропотов Ю.Д. *Количественная ЭЭГ, когнитивные ВП мозга человека и нейротерапия*. Донецк, 2010. 512 с.
7. 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.
8. Cohen D. Magnetoencephalography: evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents. *Science*. 1968. V. 161. P. 784–786.

9. Berger H. Uber das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Arch. Psychiat. Nervenkr*. 1929. V. 7. P. 527–570.
10. Vrba J., Robinson S.E. Signal Processing in Magnetoencephalography. *Methods*. 2001. V. 25. P. 249–271.
11. Baillet S. MEG for Brain Electrophysiology & Imaging. *Nature Neuroscience*. 2017. V. 20. P. 327–339.
12. Mollo G., Cornelissen P.L., Millman R.E., Ellis A.W., Jefferies E. Oscillatory Dynamics Supporting Semantic Cognition: MEG Evidence for the Contribution of the Anterior Temporal Lobe Hub and Modality-Specific Spokes. *PLoS ONE*. 2017. V. 12. № 1. Article No. e0169269. doi: 10.1371/journal.pone.0169269.
13. Dikker S., Pylkkänen L. Predicting language: MEG evidence for lexical preactivation. *Brain & Language*. 2013. V. 127. P. 55–64.
14. Salmelin R. Clinical neurophysiology of language: the MEG approach. *Clin Neurophysiol*. 2007. V. 118. № 2. P. 237–254.
15. Ganushchak L.Y., Christoffels I.K., Schiller N.O. The use of electroencephalography in language production research: a review. *Front. Psychology*. 2011. V. 2. P. 208. doi: 10.3389/fpsyg.2011.00208.
16. Piai V., Ries S.K., Knight R.T. The electrophysiology of language production: what could be improved. *Front. Psychol*. 2015. V. 5. P. 1560. doi: 10.3389/fpsyg.2014.01560.
17. Pang E.W., Wang F., Malone M., Kadis D.S., Donner E.J. Localization of Broca's area using verb generation tasks in the MEG: Validation against fMRI. *Neurosci. Lett*. 2011. V. 490. № 3. P. 215–219. doi: 10.1016/j.neulet.2010.12.055.
18. Kadis D.S., Pang E.W., Mills T., Taylor M.J., McAndrews M.P., Smith M.L. Characterizing the Normal Developmental Trajectory of Expressive Language Lateralization Using Magnetoencephalography. *Journal of the International Neuropsychological Society*. 2011. V. 17. P. 896–904. doi: 10.1017/S1355617711000932.
19. Yu V.Y., De Nil L.F., MacDonald M.J., Oh A., Hua G.N., Pang E.W. Age-Related Sex Differences in Language Lateralization: A Magnetoencephalography Study in Children. *Developmental Psychology*. 2014. V. 50. № 9. P. 2276–2284. doi: 10.1037/a0037470.
20. Kadis D.S., Dimitrijevic A., Toro-Serey C.A., Smith M.L., Holland S.K. Characterizing Information Flux Within the Distributed Pediatric Expressive Language Network: A Core Region Mapped Through fMRI-Constrained MEG Effective Connectivity Analyses. *Brain Connectivity*. 2016. V. 6. № 1. doi: 10.1089/brain.2015.0374.
21. Rezaie R., Narayana S., Schiller K., Birg L., Wheless J.W., Boop F.A., Papanicolaou A.C. Assessment of hemispheric dominance for receptive language in pediatric patients under sedation using magnetoencephalography. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014. V. 8. Article No. 657. doi: 10.3389/fnhum.2014.00657.
22. Wilke M., Hauser T.K., Krageloh-Mann I., Lidzba K. Specific impairment of functional connectivity between language regions in former early preterms. *Hum. Brain Mapp*. 2014. V. 35. P. 3372–3384.
23. Barnes-Davis M.E., Merhar S.L., Holland S.K., Kadis D.S. Extremely preterm children exhibit increased interhemispheric connectivity for language: findings from fMRI-constrained MEG analysis. *Developmental Science*. 2018. V. 21. Article No. e12669. doi: 10.1111/desc.12669.
24. Youssofzadeh V., Williamson B.J., Kadis D.S. Mapping Critical Language Sites in Children Performing Verb Generation: Whole-Brain Connectivity and Graph Theoretical Analysis in MEG. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2017. V. 11. Article No. 173. doi: 10.3389/fnhum.2017.00173.

25. 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.
26. Brennan J., Pylkkänen L. The time-course and spatial distribution of brain activity associated with sentence processing. *NeuroImage*. 2012. V. 60. P. 1139–1148. doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.01.030.
27. Herrmann B., Maess B., Hahne A., Schröger E., Friederici A.D. Syntactic and auditory spatial processing in the human temporal cortex: An MEG study. *NeuroImage*. 2011. V. 57. № 2. P. 624–633. doi: 10.1016/j.neuroimage.2011.04.034.
28. Pylkkänen L., Bemis D.K., Elorrieta E.B. Building phrases in language production: An MEG study of simple composition. *Cognition*. 2014. V. 133. P. 371–384. doi: 10.1016/j.cognition.2014.07.001.
29. Williams A., Reddigari S., Pylkkänen L. Early sensitivity of left perisylvian cortex to relationality in nouns and verbs. *Neuropsychologia*. 2017. V. 100. P. 131–143. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2017.04.029.
30. Newman A.J., Supalla T., Hauser P., Newport E.L., Bavelier D. Dissociating neural subsystems for grammar by contrasting word order and inflection. *PNAS*. 2010. V. 107. № 16. P. 7539–7544. doi: 10.1073/pnas.1003174107.
31. Blanco-Elorrieta E., Pylkkänen L. Bilingual Language Switching in the Laboratory versus in the Wild: The Spatiotemporal Dynamics of Adaptive Language Control. *J. Neurosci*. 2017. V. 13. P. 37.
32. Blanco-Elorrieta E., Pylkkänen L. Bilingual Language Control in Perception versus Action: MEG Reveals Comprehension Control Mechanisms in Anterior Cingulate Cortex and Domain-General Control of Production in Dorsolateral Prefrontal Cortex. *Journal of Neuroscience*. 2016. V. 36. № 2. P. 290–301.
33. Blanco-Elorrieta E., Pylkkänen L. Brain bases of language selection: MEG evidence from Arabic-English bilingual language production. *Front Hum Neurosci*. 2015. V. 9. P. 27.
34. Hagoort P. The fractionation of spoken language understanding by measuring electrical and magnetic brain signals. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*. 2008. V. 363. № 1493. P. 1055–1069.
35. Zhu Z., Bastiaansen M., Hakun J.G., Petersson K.M., Wang S., Hagoort P. Semantic unification modulates N400 and BOLD signal change in the brain: A simultaneous EEG-fMRI study. *Journal of Neurolinguistics*. 2019. V. 52. P. 100855. doi: 10.1016/j.jneuroling.2019.100855.
36. Alday P.M. M/EEG analysis of naturalistic stories: a review from speech to language processing. *Language, Cognition and Neuroscience*. 2019. V. 34. № 4. P. 457–473. doi: 10.1080/23273798.2018.1546882.
37. Broderick M.P., Anderson A.J., di Liberto G.M., Crosse M.J., Lalor E.C. Electrophysiological Correlates of Semantic Dissimilarity Reflect the Comprehension of Natural, Narrative Speech. *Current Biology*. 2018. V. 28. P. 803–809. doi: 10.1016/j.cub.2018.01.080.
38. Murdoch B.E. The cerebellum and language: Historical perspective and review. *Cortex*. 2010. V. 46. P. 858–868. doi: 10.1016/j.cortex.2009.07.018.
39. Shtyrov Y., Pulvermüller F. Early MEG activation dynamics in the left temporal and inferior frontal cortex reflect semantic context integration. *Journ. Cogn. Neurosci*. 2007. V. 19. P. 1633–1642.
40. Shtyrov Y. Automaticity and attentional control in spoken language processing: neurophysiological evidence. *Mental Lexicon*. 2010. V. 5. P. 255–276.
41. Shtyrov Y., Kujala T., Pulvermüller F. Interactions between language and attention systems: early automatic lexical processing? *J. Cogn. Neurosci*. 2010. V. 22. P. 1465–1478.

42. Shtyrov Y., Butorina A., Nikolaeva A., Stroganova T. Automatic ultrarapid activation and inhibition of cortical motor systems in spoken word comprehension. *PNAS*. 2014. V. 111. № 18. P. E1918–E1923.
43. Mollo G., Pulvermuller F., Hauk O. Movement priming of EEG/MEG brain responses for action-words characterizes the link between language and action. *Cortex*. 2016. V. 74. P. 262–276.
44. Shestakova A., Brattico E., Huotilainen M., Galunov V., Soloviev A., Sams M., Ilmoniemi R.J., Näätänen R. Abstract phoneme representations in the left temporal cortex: magnetic mismatch negativity study. *NeuroReport*. 2002. V. 13. P. 1813–1816. doi: 10.1097/00001756-200210070-00025.
45. Giraud A.-L., Poeppel D. Cortical oscillations and speech processing: emerging computational principles and operations. *Nature neuroscience*. 2012. V. 15. P. 511–517.
46. Нистратов А.А., Семина Т.В., Тарасов Е.Ф. Семантические характеристики восприятия изображений и их описаний. *Вопросы психолингвистики*. 2016. Т. 29. С. 176–178.
47. Llinás R.R., Ustinin M.N. Precise Frequency-Pattern Analysis to Decompose Complex Systems into Functionally Invariant Entities: U.S. Patent. *US Patent App. Publ*. 20160012011 A1. 01/14/2016.
48. 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.
49. 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.
50. 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.
51. Sarvas J. Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem. *Phys. Med. Biol*. 1987. V. 32. № 1. P. 11–22. doi: 10.1088/0031-9155/32/1/004.

Рукопись поступила в редакцию 11.11.2019, переработанный вариант поступил 20.12.2019.
Дата опубликования 31.12.2019.