

УДК 612.821

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КОННЕКТИВНОСТЬ ЭЭГ ПРИ ДВИЖЕНИИ: ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ГРАФОВОГО АНАЛИЗА

© 2023 г. К. Д. Вигасина^{1, *}, Е. В. Шарова¹, В. А. Бордюг^{2, 3}, Е. Л. Машеров⁴,
Г. Н. Болдырева¹, А. С. Смирнов⁴, П. М. Готовцев^{2, 3}

¹ФГБУН Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва, Россия

²НИЦ “Курчатовский институт”, Москва, Россия

³Московский физико-технический институт, Москва, Россия

⁴ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии имени академика Н.Н. Бурденко” МЗ РФ, Москва, Россия

*E-mail: kristina.vigasina@yandex.ru

Поступила в редакцию 15.09.2022 г.

После доработки 23.03.2023 г.

Принята к публикации 07.04.2023 г.

Целью данной работы является применение графового анализа ЭЭГ для изучения особенностей сетевой организации мозга при выполнении произвольного движения: сжимания/разжимания пальцев правой руки в кулак. При данном подходе мозг рассматривается как единая сеть (граф), в которой узлами являются отдельные отведения, а ребрами — показатели когерентности ЭЭГ, что позволяет изучать процессы сегрегации (разделения сети на кластеры) и интеграции (объединения сети), а также выявлять наиболее высокоактивные узлы в сети, через которые проходят наибольшие объемы информации. В работе было показано, что движение правой руки связано с глобальными и локальными нейросетевыми перестройками — увеличением эффективности передачи информации для мозга в целом и для левого полушария в отдельности, образованием локальных кластеров в сенсомоторных корковых областях, а также в ряде неспецифических для движения регионов, связанных, предположительно, с активацией системы управляющих функций.

Ключевые слова: произвольное движение, ЭЭГ, коннективность, графовый анализ, моторная задача.

DOI: 10.31857/S0131164622600719, **EDN:** XRODIW

К числу важных направлений в изучении системных механизмов работы мозга человека относится анализ функциональных церебральных перестроек при выполнении разного рода деятельности, включая двигательную активность. Последнее, помимо самостоятельного интереса, направленного на уточнение структурно-функционального обеспечения движений здорового человека, имеет важное значение для понимания механизмов компенсации моторных нарушений при церебральной патологии. При том, что в последние годы значительный вклад в изучение функциональной нейроанатомии нормального и патологического движения вносят методы нейровизуализации, в частности, функциональная магнитно-резонансная томография (фМРТ) [1–3], сохраняя свою актуальность нейрофизиологические исследования двигательной активности методами электрофизиологии [4–7].

Значительное внимание в этих исследованиях уделяется поиску ЭЭГ-маркеров моторного компонента двигательного акта. К их числу относят десинхронизацию (уменьшение спектральной

мощности) сенсомоторного ритма на частоте 8–12 Гц [8], изменение β -ритма [9], активацию источников μ -ритма ЭЭГ, выявляемую на основе метода независимых компонент [10, 11] в корковом представительстве двигательного анализатора.

Наряду с этим, на основе ЭЭГ-фМРТ-сопоставлений, проводимых на протяжении длительного времени участниками авторского коллектива при разных видах двигательной активности (самостоятельное, пассивное и воображаемое движение) в норме и при органической церебральной патологии [12–15], было установлено, что у здоровых людей при сжимании пальцев руки в кулак (в активной и пассивной двигательной пробе) происходит увеличение (относительно фона) когерентности высокочастотного “рабочего” α_3 -ритма ЭЭГ (10.5–12.5 Гц) в зоне основного коркового фМРТ-ответа (моторная кора контралатерального движению полушария). Определенная вариативность электрофизиологических данных указывает на недостаточность информации о характере локальных биоэлектрических процессов в сенсомоторной коре. Кроме того, отсутствуют

четкие представления о более общих перестройках системной активности мозга при реализации двигательного акта, включающего, наряду с моторным, и другие компоненты: произвольный, общеактивационный, ощущения пространственного поля [16] и др.

В последние годы активно развивается метод графового анализа (ГА) данных ЭЭГ [17–22]. Этот метод позволяет рассматривать мозг как единую сеть, что дает возможность изучать как более локальные процессы сегрегации (разделения сети на модули (кластеры)), так и интеграции (объединения сети); выявлять высокоактивные узлы в сети, через которые проходят наибольшие объемы информации. При этом в качестве вершин сети (графа) могут выступать анатомические церебральные образования либо электроды ЭЭГ, а ребра соответствуют выявленным между ними связям — показателям функциональной коннективности, таким как когерентность, коэффициент корреляции Пирсона, вейвлет-синхронность и иным, распространенным в электроэнцефалографии. Более подробно методы ГА и результаты исследований в данной области рассматриваются в недавно опубликованной обзорной статье нашего коллектива [23].

Известен ряд работ по применению ГА ЭЭГ в моторных задачах по движению/воображению движения руки. Как правило, в них рассматриваются различные классификаторы с использованием графовых метрик — преимущественно в рамках разработки интерфейса мозг-компьютер [24, 25]. Однако применение теории графов к данным когерентного анализа ЭЭГ при движении имеет самостоятельный интерес, поскольку позволяет получать достаточно полную и объективную информацию как о локальных (на уровне отдельных узлов), так и о глобальных (на уровне мозга в целом) нейросетевых изменениях. Различные варианты ГА используются для анализа сетей функциональной коннективности в норме и при патологии в исследованиях внимания и речи, эпилепсии, нейродегенеративных заболеваний [17–23, 26–29]. При этом выбор алгоритма ГА и показателей, информативных для исследования двигательной активности в норме, является отдельной и самостоятельной задачей. Можно полагать, что сведения о нейросетевой организации мозга в норме, полученные посредством ГА, могут существенно дополнить когерентный анализ ЭЭГ, давно вошедший в научную и клиническую практику [30–34].

Цель работы — изучить возможности ГА ЭЭГ в исследовании локальных и системных нейросетевых изменений при выполнении простого произвольного двигательного акта здоровым человеком.

МЕТОДИКА

В эксперименте участвовали 8 здоровых испытуемых-добровольцев правойшей (7 мужчин, 1 женщина) в возрасте 21–39 лет, у которых, по данным предварительного эксперимента, наблюдался наиболее выраженный локальный фМРТ-ответ при выполнении двигательной пробы: самостоятельного сжимания–разжимания в кулак пальцев правой руки.

ЭЭГ регистрировали на 18-канальном электроэнцефалографе *Nihon Khoden* (Япония) с полосой пропускания 0.3–35 Гц, по международной схеме 10–20%, монополярно (относительно ушных референтных электродов), при закрытых глазах, в двух условиях: состоянии покоя (фон, 1.5 мин) и во время самостоятельного сжимания–разжимания пальцев правой руки в кулак (движение, 1.5 мин). Запись ЭЭГ проводили по 18 каналам: O_2 , O_1 , P_4 , P_3 , C_4 , C_3 , F_4 , F_3 , Fp_2 , Fp_1 , T_6 , T_5 , T_4 , T_3 , F_8 , F_7 , Pz , Cz — с последующим удалением артефактов на специализированном программно-вычислительном комплексе Нейрокартограф (МБН, Россия).

фМРТ-исследование выполняли в один день с ЭЭГ на магнитно-резонансном томографе *GE Healthcare* (США), 3Т. Гемодинамические сигналы записывали по блоковой парадигме, состоящей из подготовительного интервала (12 с) и функциональной серии (5 мин): пятикратного чередования периодов покоя (30 с) и выполнения движения (30 с). Данные фМРТ (+*BOLD*-сигнал) были обработаны с помощью программы *SPM8* в среде *Matlab 7.0*. Коррекцию двигательных артефактов выполняли по стандарту *generalized linear model (GLM)*. В каждом исследовании оценивали увеличение локального кровенаполнения мозговой ткани (+*BOLD*-эффект) при нагрузке по сравнению с фоном в коре и подкорковых образованиях [1, 12].

Алгоритм ГА ЭЭГ включал следующие этапы: подготовка данных ЭЭГ, формирование матриц функциональных связей биопотенциалов для всех зарегистрированных отведений друг с другом, расчет показателей ГА ЭЭГ, статистический анализ данных. Графовый анализ данных выполняли в программе *Brain Connectivity toolbox (Matlab R2020a)*, дополненной собственными скриптами; визуализация данных — в программе *BrainNet Viewer (Matlab R2020a)*. Статистическую обработку проводили в программе *Statistica 10*.

Конкретная реализация алгоритма ГА состояла в следующем. В частотном диапазоне ЭЭГ α_3 -ритма (10.5–12.5 Гц) был проведен когерентный анализ и построены индивидуальные взвешенные графы когерентности (КогЭЭГ) для состояний покоя и выполнения движения. Эффективность когерентного анализа в данном частотном диапазоне для двигательных задач разной сложности в норме обоснована результатами предыду-

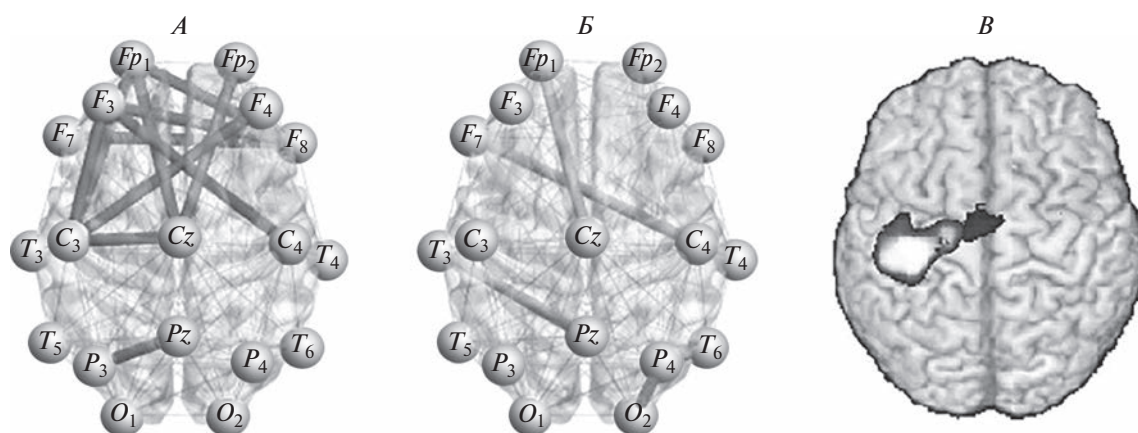


Рис. 1. Изменение когерентности ЭЭГ при движении правой рукой по сравнению с фоном по группе здоровых испытуемых ($n = 8$) и типичный индивидуальный двигательный фМРТ-ответ (исп. Г-н). *А* – α_3 -диапазон. *Б* – интегральный диапазон. *В* – индивидуальный фМРТ-ответ для испытуемого Г-н. Толщиной линий выделены статистически значимые различия ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок: темные линии (*А*) – рост когерентности при движении, светлые линии (*Б*) – снижение когерентности при движении.

ших исследований [12]; использование показателей когерентности ЭЭГ по узким частотным диапазонам как базисного параметра ГА рассматривается широким кругом исследователей в качестве корректного методического подхода [23, 35–37]. Наряду с этим, когерентный анализ был проведен для интегрального диапазона (0.5–20 Гц), отмеченного в ряде публикаций в качестве информативного для оценки системной деятельности мозга [38, 39].

Для формирования матриц смежности (весовых матриц) в качестве узлов графа были выбраны позиции электродов, в качестве ребер – показатели когерентности (абсолютный порог – 0.3). Выбор порога обоснован результатами предшествующих исследований в группах нормы и церебральной патологии [30, 39, 40].

Вычисляли локальные характеристики для отдельных узлов (базовые характеристики для поиска высокоактивных узлов, метрики сегрегации сети), а также ряд глобальных характеристик (метрики интеграции, глобальный коэффициент кластеризации, показатель “малого мира”) для мозга в целом (по всем отведениям) и отдельно для отведений левого и правого полушария (табл. 1). Выбор показателей осуществляли на основе анализа данных литературы [41, 42].

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ КогЭЭГ в α_3 (10.5–12.5 Гц)-диапазоне (рис. 1, *А*) при движении по сравнению с фоном по группе здоровых испытуемых позволил выявить ряд корковых областей с избирательно усиленными функциональными связями, объединяющими центральные, фронтальные и теменные

области внутрислоушарными и межполушарными связями, либо с множественными связями в пределах одного (преимущественно левого) полушария. Статистический анализ показал значимое повышение указанных когерентностей при движении ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок).

Описанные изменения КогЭЭГ α_3 соответствуют по топографии зоне основного коркового фМРТ-ответа в сенсомоторной коре контралатерального движению полушария каждого исследованного испытуемого (рис. 1, *В*). Кроме того, усиление коннективности в α_3 -диапазоне затрагивает фронтальные и теменные области. Предположительно, перестройки связей ЭЭГ, наблюдаемые в узком частотном диапазоне, могут отражать активность локальных нейронных сетей.

Анализ КогЭЭГ в интегральном (0.5–20 Гц) диапазоне (рис. 1, *Б*) при движении по сравнению с фоном по группе испытуемых выявил менее специфичные изменения, не связанные с активностью левой сенсомоторной коры. Причем, в отличие от α_3 -диапазона, наблюдалось не усиление, а ослабление ряда связей при движении ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок). Это касается протяженных диагональных и межполушарных связей, объединяющих центральные и фронтальные области коры обоих полушарий, а также отдельных теменно-височных и теменно-затылочных связей.

Результаты первого этапа исследования КогЭЭГ в фоне и при правостороннем движении соответствуют данным, полученным на более крупных выборках здоровых испытуемых, касающимся: 1) пространственной организации когерентных связей ЭЭГ в норме – с преобладанием

Таблица 1. Метрики графового анализа, используемые в работе

I. Локальные характеристики (рассчитываются для отдельных узлов)	
Базовые характеристики для поиска высокоактивных узлов	
Степень узла <i>Node degree</i>	Число связей узла с другими узлами, равно числу соседей узла. Высокие значения показателя означают, что узел является хабом — активным узлом с большим числом связей
Сила узла <i>Node strength</i>	Сумма весов ребер графа (аналог степени узла для взвешенных сетей, учитывающий значения показателей когерентности для соседей узла). Высокие значения показателя означают, что узел является хабом — активным узлом с большим числом связей
Метрики сегрегации (разделения сети на кластеры)	
Локальная эффективность <i>Local efficiency</i>	Величина, обратная среднему кратчайшему пути для всех соседей данного узла. Высокие значения показателя означают повышение эффективности передачи информации в окрестностях данного узла
Локальный коэффициент кластеризации <i>Local clustering coefficient</i>	Отношение числа существующих связей между соседями узла к возможному числу связей между соседями. Высокие значения показателя означают, что соседи данного узла связаны между собой большим числом связей, т.е. образуют кластер
II. Глобальные характеристики (рассчитываются для всей сети)	
Глобальный коэффициент кластеризации <i>Global clustering coefficient</i>	Показатель характеризует тенденцию к образованию групп взаимосвязанных узлов в связи с функциональной специализацией областей мозга. Большой коэффициент кластеризации отражает большую сегрегацию, т.е. формирование кластеров в нейросети; низкий — что связи в графе относительно равномерно распределены среди всех узлов
Показатель “малого мира” <i>Smallworldness</i>	Отношение метрик заданного графа (глобального коэффициента кластеризации, средней длины пути) к метрикам случайного графа со сходным распределением вершин. Значения данного показателя выше 1 означают, что граф обладает структурой “малого мира”, признанной оптимальной организационной архитектурой благодаря оптимальному балансу между процессами сегрегации и интеграции [43]
Метрики интеграции (объединения сети)	
Характеристическая длина пути <i>Characteristic path length</i>	Средняя кратчайшая длина пути для всех пар узлов в сети. Низкие значения показателя означают повышение эффективности передачи информации в сети
Глобальная эффективность <i>Global efficiency</i>	Величина, обратная средней кратчайшей длине пути для всех пар узлов в сети. Высокие значения показателя означают повышение эффективности передачи информации в сети

их значений у правшей в фоне слева [44], а также 2) локальным изменениям КогЭЭГ α_3 -диапазона в сенсомоторной коре контралатерального движения полушария [1, 11, 12, 32].

Анализ локальных характеристик ГА КогЭЭГ (рис. 2, табл. 2) также проводился в α_3 (10.5–12.5 Гц)- и в интегральном (0.5–20 Гц) диапазонах. Для построения графа в качестве узлов были выбраны позиции электродов, а в качестве ребер —

показатели когерентности. Локальные характеристики ГА КогЭЭГ (локальный коэффициент кластеризации, локальная эффективность, степень узла, сила узла) рассчитывались в фоне и при выполнении движения; проводилось сравнение каждой из них при движении относительно фона и поиск статистически значимых различий. В пространственном отображении результаты этого сопоставления представлены на рис. 2. На рис. 2

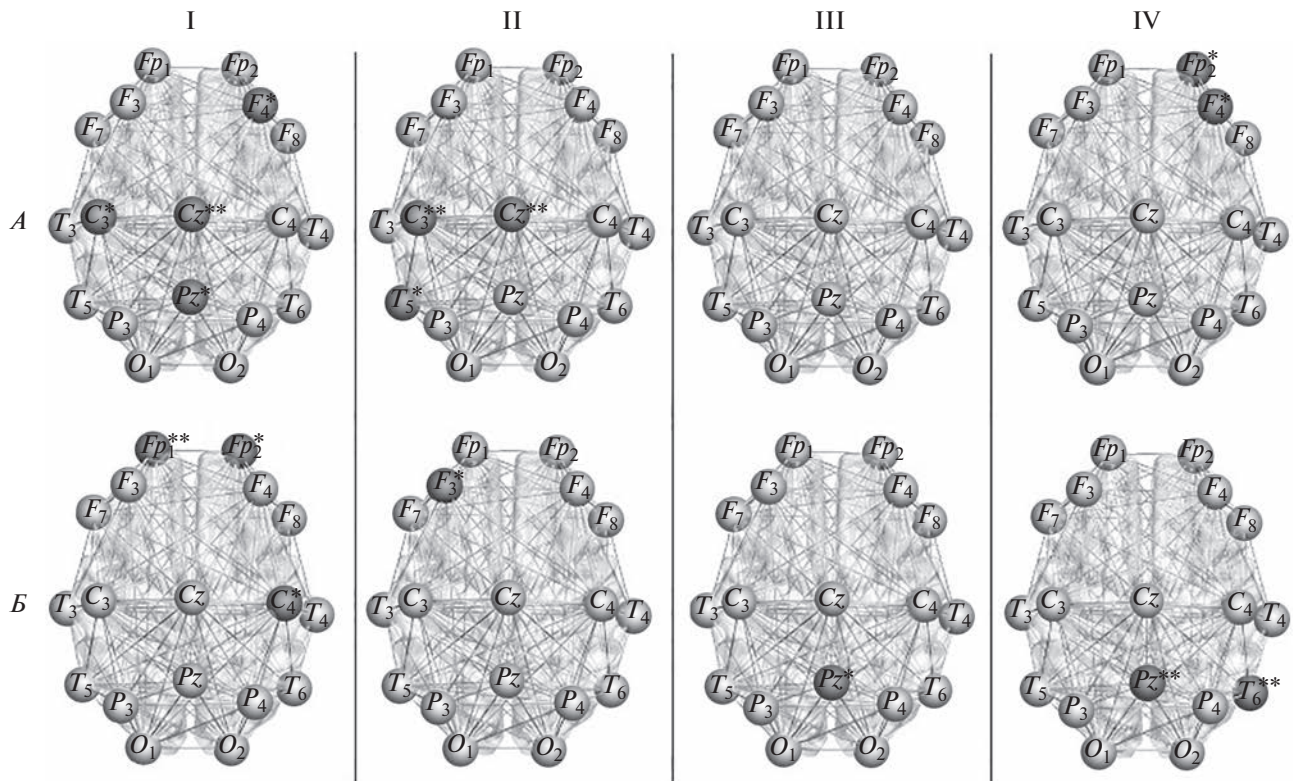


Рис. 2. Изменение локальных характеристик графового анализа (ГА) КогЭЭГ в α_3 - и в интегральном диапазонах при движении по сравнению с фоном по группе здоровых испытуемых ($n = 8$). А – α_3 -диапазон. Б – интегральный диапазон. I – локальный коэффициент кластеризации, II – локальная эффективность, III – степень узла, IV – сила узла. Темные узлы – статистически значимые различия (* – $p \leq 0.1$, ** – $p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок).

видно, что изменения локальных показателей ГА при движении: 1) не повторяют в полной мере особенности топографии КогЭЭГ, а также 2) не идентичны для α_3 - и интегрального диапазонов.

Анализ локальных характеристик ГА КогЭЭГ в α_3 -диапазоне выявил рост локального коэффициента кластеризации в узлах Cz ($p \leq 0.05$), C3, Pz, F4 ($p \leq 0.1$) и локальной эффективности в отведениях C3, Cz, T5 ($p \leq 0.05$) при выполнении движения по сравнению с фоном (рис. 2, А, табл. 2). Кроме того, при движении наблюдалось увеличение силы узлов Fp2, F4 ($p \leq 0.1$). Средние значения локальных показателей ГА КогЭЭГ в фоне и при движении приведены в табл. 2. Повышение коэффициента кластеризации и локальной эффективности в α_3 -диапазоне преимущественно в центральных, а также в отдельных теменных, височных и лобных областях связано с образованием локальных кластеров для обработки информации в данных регионах и увеличением эффективности передачи информации между ближайшими соседями указанных областей, что обеспечивает основу для распределенной обработки информации в сети.

Согласно последним клиническим исследованиям по вычислению кортикальных проекций сенсоров [45], локализации электродов C3, Cz, Pz соответствуют поля Бродмана ba01-03 (соматосенсорная кора), ba04 (моторная кора), отвечающие за контроль двигательной деятельности, ba07 (ассоциативная область), региону F4 – ba08 (фронтальная кора, вовлеченная в планирование движений), региону T5 – ba37 (височная область, ответственная за анализ вестибулярной и слуховой информации). Таким образом, ГА КогЭЭГ позволил выявить образование локальных кластеров и рост локальной эффективности передачи информации в сенсомоторных областях, связанных с движением, преимущественно в левом полушарии, что соответствует топографии коркового фМРТ-ответа. Кроме того, можно полагать, что при движении происходила кластеризация во фронтальной коре, а также в ассоциативных областях.

Рост силы узла в отведениях F4, Fp2 означает увеличение числа связей данных узлов с соседями. Указанным отведениям соответствуют поля Бродмана ba08, ba10 (фронтальная и префронтальная кора, отвечающие за планирование и

Таблица 2. Локальные характеристики графового анализа (ГА) КогЭЭГ в α_3 - и в интегральном диапазоне

Показатели ГА		α_3 -диапазон		Интегральный диапазон	
		покой	движение	покой	движение
Локальный коэффициент кластеризации	C_3	0.37 ± 0.09	$\uparrow \mathbf{0.44 \pm 0.07^*}$	0.28 ± 0.06	0.29 ± 0.08
	C_4	0.34 ± 0.07	0.39 ± 0.10	0.23 ± 0.07	$\uparrow \mathbf{0.35 \pm 0.07^*}$
	C_z	0.43 ± 0.06	$\uparrow \mathbf{0.49 \pm 0.10^{**}}$	0.30 ± 0.04	0.31 ± 0.06
	P_z	0.31 ± 0.05	$\uparrow \mathbf{0.35 \pm 0.05^*}$	0.23 ± 0.06	0.28 ± 0.07
	Fp_1	0.54 ± 0.10	0.54 ± 0.09	0.38 ± 0.12	$\uparrow \mathbf{0.42 \pm 0.12^{**}}$
	Fp_2	0.47 ± 0.11	0.51 ± 0.09	0.27 ± 0.13	$\uparrow \mathbf{0.37 \pm 0.06^*}$
Локальная эффективность	C_3	0.48 ± 0.11	$\uparrow \mathbf{0.55 \pm 0.05^{**}}$	0.42 ± 0.03	0.43 ± 0.07
	C_4	0.46 ± 0.11	0.51 ± 0.08	0.39 ± 0.03	0.41 ± 0.04
	C_z	0.53 ± 0.04	$\uparrow \mathbf{0.56 \pm 0.07^{**}}$	0.42 ± 0.02	0.43 ± 0.03
	P_z	0.45 ± 0.07	0.48 ± 0.04	0.36 ± 0.09	0.39 ± 0.04
	Fp_1	0.55 ± 0.07	0.55 ± 0.08	0.40 ± 0.12	0.47 ± 0.08
	Fp_2	0.51 ± 0.09	0.54 ± 0.06	0.31 ± 0.16	0.42 ± 0.03
Степень	C_3	10.75 ± 2.43	11.5 ± 1.31	8.25 ± 1.58	8.50 ± 1.93
	C_4	11.25 ± 2.92	12.0 ± 1.41	8.00 ± 1.41	7.88 ± 1.64
	C_z	10.00 ± 2.27	10.63 ± 1.41	7.88 ± 2.10	8.00 ± 1.51
	P_z	10.5 ± 2.93	11.13 ± 3.40	6.13 ± 2.07	$\uparrow \mathbf{6.63 \pm 2.03^*}$
	Fp_1	7.13 ± 2.53	8.13 ± 1.36	5.00 ± 1.41	5.13 ± 1.36
	Fp_2	7.88 ± 2.10	8.88 ± 2.23	4.25 ± 1.83	4.50 ± 1.77
Сила	C_3	6.09 ± 1.77	6.96 ± 1.27	3.97 ± 0.82	4.24 ± 0.91
	C_4	6.16 ± 1.88	6.83 ± 1.50	3.65 ± 0.75	3.73 ± 0.87
	C_z	5.84 ± 1.48	6.44 ± 1.10	3.67 ± 1.03	3.87 ± 0.86
	P_z	5.43 ± 1.90	5.84 ± 2.06	2.85 ± 0.96	$\uparrow \mathbf{3.13 \pm 1.00^{**}}$
	Fp_1	4.00 ± 1.19	4.67 ± 0.86	2.30 ± 0.78	2.41 ± 0.75
	Fp_2	4.14 ± 0.96	$\uparrow \mathbf{4.81 \pm 1.34^*}$	1.81 ± 0.80	1.95 ± 0.80

Примечание: средние значения показателей и стандартное отклонение по группе ($n = 8$) в покое и при выполнении движения. Жирным шрифтом выделены статистически значимые различия (* – $p \leq 0.1$, ** – $p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок $\uparrow$ – рост показателя при движении (по сравнению) с фоном, $\downarrow$ – снижение показателя при движении).

принятие решений). Согласно ГА КогЭЭГ, в данных регионах образуются хабы (узлы с большим числом связей). Активацию узлов лобной локализации можно рассматривать в контексте деятельности системы управляющих функций [46, 47], связанных, в том числе, с произвольным компонентом движения [4].

Представленные результаты изменений локальных показателей ГА ЭЭГ α_3 при реальном выполнении движения здоровыми людьми согласуются, в частности, с данными динамического моделирования этого же процесса (с оценкой эффективных связей) для фМРТ [48, 49] относительно задействованных отделов головного мозга: моторной и премоторной коры обоих полушарий, а также дополнительной моторной коры. Вместе с тем, наши данные дополняют исследо-

вания указанных авторов фактами о вовлеченности в процесс фронтальных областей (отвечающих за планирование и принятие решений) даже в подобном, относительно простом, двигательном акте. Они выявляют также усиление локальной эффективности как возможный механизм деятельности специализированных кластеров.

Анализ локальных характеристик ГА КогЭЭГ в интегральном (0.5–20 Гц) диапазоне (рис. 2, Б, табл. 2) выявил меньшее число изменений в областях, непосредственно связанных с движением правой рукой по сравнению с α_3 -диапазоном. В основном, изменения показателей ГА происходило в неспецифичных относительно моторной активности областях. Было выявлено повышение коэффициента кластеризации – для узлов C_4 , Fp_2 ($p \leq 0.1$), Fp_1 ($p \leq 0.05$) и локальной эффективно-

Таблица 3. Глобальные характеристики графового анализа (ГА) КогЭЭГ в α_3 - и в интегральном диапазоне

Показатели ГА		α_3 -диапазон		Интегральный диапазон	
		покой	движение	покой	движение
Глобальный коэффициент кластеризации	о	0.39 ± 0.05	$\uparrow 0.42 \pm 0.05^{**}$	0.26 ± 0.06	$\uparrow 0.42 \pm 0.05^{**}$
	л	0.42 ± 0.07	$\uparrow 0.45 \pm 0.09^{**}$	0.33 ± 0.07	0.4 ± 0.07
	п	0.44 ± 0.03	$\uparrow 0.47 \pm 0.04^{**}$	0.42 ± 0.07	$\uparrow 0.31 \pm 0.09^{**}$
Глобальная эффективность	о	0.38 ± 0.06	$\uparrow 0.39 \pm 0.06^*$	0.25 ± 0.05	0.25 ± 0.07
	л	0.43 ± 0.05	$\uparrow 0.45 \pm 0.05^*$	0.33 ± 0.05	0.34 ± 0.07
	п	0.42 ± 0.06	0.44 ± 0.07	0.30 ± 0.08	0.31 ± 0.09
Характеристическая длина пути	о	3.29 ± 0.68	3.11 ± 0.48	4.97 ± 1.05	$\downarrow 4.26 \pm 0.52^*$
	л	2.70 ± 0.44	2.61 ± 0.48	3.59 ± 0.66	$\downarrow 3.14 \pm 0.35^*$
	п	2.70 ± 0.49	2.64 ± 0.48	3.45 ± 0.45	3.38 ± 0.36
Показатель “малого мира”	о	1.28 ± 0.39	1.18 ± 0.14	1.44 ± 0.34	1.12 ± 0.14
	л	1.23 ± 0.2	1.2 ± 0.22	1.11 ± 0.18	1.07 ± 0.15
	п	1.17 ± 0.17	1.10 ± 0.13	1.23 ± 0.21	1.18 ± 0.16

Примечание: средние значения показателей и стандартное отклонение по группе ($n = 8$) в покое и при выполнении движения. о — мозг в целом, л — левое полушарие, п — правое полушарие. Жирным шрифтом выделены статистически значимые различия (* — $p \leq 0.1$, ** — $p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок $\uparrow$ — рост показателя при движении (по сравнению) с фоном, $\downarrow$ — снижение показателя при движении).

сти — для узла F_3 ($p \leq 0.1$), а также рост степени узла Pz ($p \leq 0.1$) и силы узлов Pz и T_6 ($p \leq 0.05$) при выполнении движения по сравнению с фоном.

Рост коэффициента кластеризации при движении в интегральном диапазоне связан с образованием локальных кластеров в окрестностях узлов Fp_1 , Fp_2 (ba08, ba10, фронтальная и префронтальная кора), C_4 (ba01-03, ba04, соматосенсорная и моторная кора). Повышение степени и силы узлов Pz (ba07, область, отвечающая за зрительно-моторную координацию, планирование движения, а также корректировку выполнения задачи в режиме реального времени [50, 51]) и T_6 (ba37 височная область, ответственная за анализ вестибулярной и слуховой информации) означает, что данные узлы являются хабами (узлами с большим числом связей). Выявленная многозвенность обеспечения исследуемого нами движения отражает и дополняет имеющиеся представления о структурно-функциональной церебральной организации произвольной двигательной активности [52, 53].

Анализ глобальных характеристик ГА КогЭЭГ (рис. 3, табл. 3) — метрик интеграции (глобальной эффективности и характеристической длины пути), глобального коэффициента кластеризации и показателя “малого мира” также проводился в α_3 - и в интегральном диапазонах ЭЭГ по данным матриц когерентности. Указанные характеристики рассчитывались для мозга в целом (все отведения ЭЭГ) и отдельно для отведений левого и правого полушарий. Результаты расчетов представлены в табл. 3. Выявлено, что все исследуе-

мые сети (целого мозга, правого и левого полушарий) как покое, так и при выполнении движения обладают структурой “малого мира” ($S > 1$) либо близки к ней (рис. 3). Структура “малого мира” была признана идеальной организационной архитектурой, что выражается в небольших затратах энергии на передачу информации и оптимальном балансе между глобальной интеграцией и локальной обработкой информации [43].

Анализ глобальных характеристик ГА КогЭЭГ в α_3 -диапазоне (рис. 3, А, табл. 3) показал рост глобального коэффициента кластеризации для мозга в целом, а также для левого и правого полушария в отдельности ($p \leq 0.05$, тест Вилкоксона для связанных выборок) при выполнении движения. Наряду с этим, происходило повышение глобальной эффективности для целого мозга ($p \leq 0.1$) и для левого полушария в отдельности ($p \leq 0.1$) в α_3 -диапазоне.

Выявленные изменения показателей ГА ЭЭГ в α_3 -диапазоне свидетельствуют о кластеризации (уплотнении связей вокруг отдельных узлов в сети) и росте эффективности передачи информации для мозга в целом и для левой (контралатеральной движению) гемисферы. Однако, судя по данным ГА, процесс кластеризации затрагивает не только левое, но и правое полушарие, на что указывает рост в нем глобального коэффициента кластеризации.

Анализ глобальных характеристик ГА КогЭЭГ в интегральном диапазоне (рис. 3, Б, табл. 3) показал рост глобального коэффициента кластеризации для мозга в целом ($p \leq 0.05$) и отдельно для

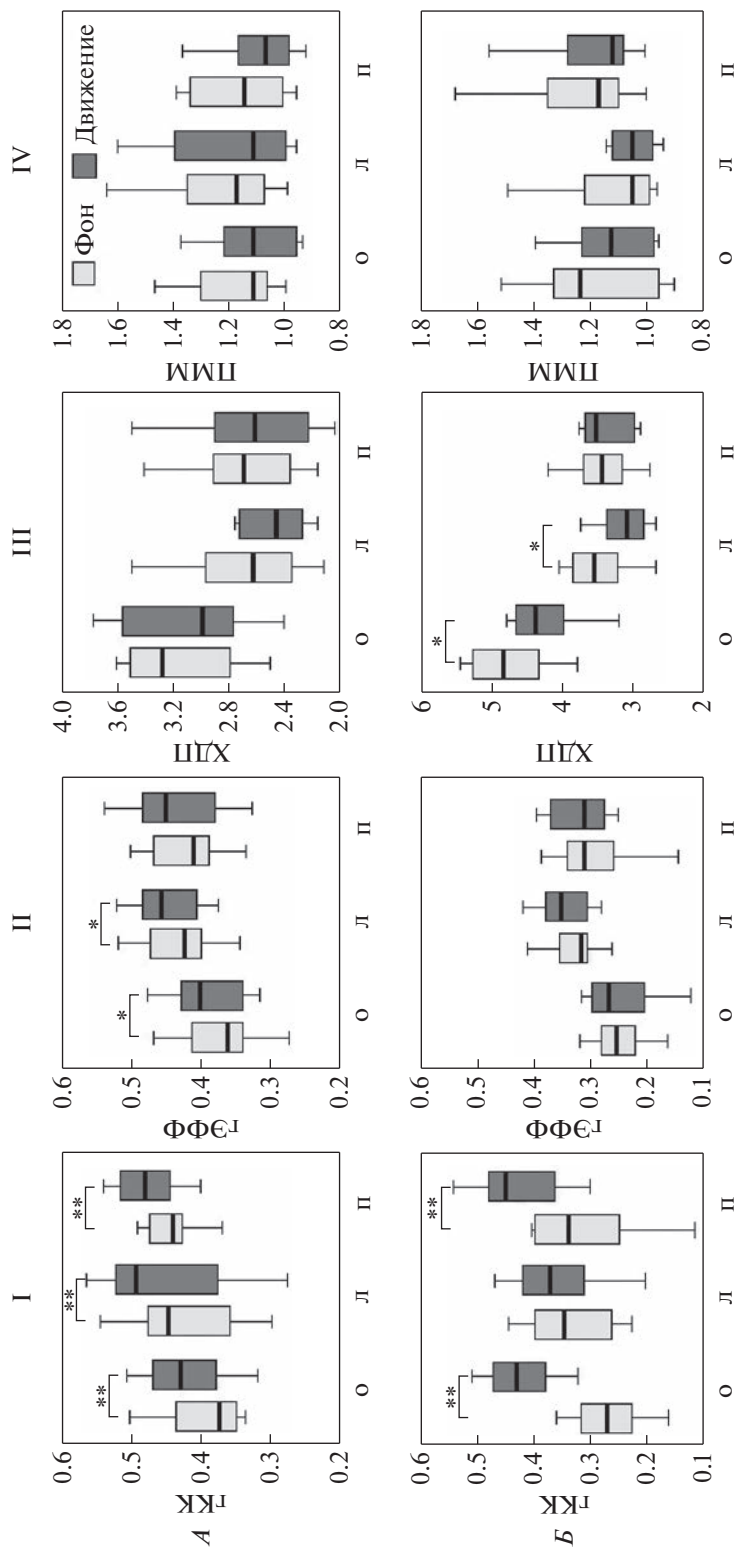


Рис. 3. Глобальные характеристики в α_3 - и в интегральном диапазоне в фоне и при движении по группе здоровых испытуемых ($n = 8$). По оси у: диаграммы “ящик с усами” (“ящик” – медиана, 25 и 75% процентиля, “усы” – максимум и минимум), светлые “ящики” – фон, темные – движение. По оси х: о – мозг в целом, л – левое полушарие, п – правое полушарие. А – α_3 -диапазон, Б – интегральный диапазон. I – глобальный коэффициент кластеризации (гКК), II – глобальная эффективность (гЭФФ), III – характеристическая длина пути (ХДП), IV – показатель “малого мира” (ПММ). Уровень значимости: * – $p \leq 0.1$, ** – $p \leq 0.05$ (тест Вилкоксона для связанных выборок).

правого полушария ($p \leq 0.05$), что связано с образованием кластеров для сегрегированной обработки информации. Кроме того, наблюдалось снижение характеристической длины пути для мозга в целом и для левого полушария ($p \leq 0.1$), что отражает уменьшение длины пути между узлами в среднем.

Таким образом, как на уровне локальных, так и на уровне глобальных характеристик ГА КогЭЭГ в рамках данного исследования установлено, что при исследуемом произвольном движении (сжатие/разжимание пальцев правой руки в кулак) происходит изменение структуры сети мозга: образование кластеров в сенсомоторных и ассоциативных областях мозга, связанных с движением, а также в ряде неспецифических для движения областей (фронтальная, префронтальная кора).

В α_3 -диапазоне при движении наблюдается рост локального коэффициента кластеризации и локальной эффективности узлов, расположенных в сенсомоторных областях левого полушария, непосредственно связанных с движением (ba01-03, ba04), что означает образование локальных кластеров для обработки информации в этих регионах, а также повышение эффективности передачи информации в окрестностях данных узлов. Прослеживается также образование локальных кластеров во фронтальной коре правого полушария (ba08) наряду с усилением силы и степени узлов, расположенных в правой фронтальной и префронтальной коре (ba08, ba10).

В интегральном диапазоне в сенсомоторной коре наблюдается только рост коэффициента кластеризации в правой гемисфере, изменения затрагивают преимущественно фронтальные и ассоциативные области: происходит увеличение локального коэффициента кластеризации, либо рост локальной эффективности для узлов лобной локализации во фронтальной и префронтальной коре (ba08, ba10). Отмечается рост силы и степени узла, соответствующего ассоциативной области (ba07), отвечающей за зрительно-моторную координацию.

Изучение глобальных характеристик сетей мозга в фоне и при движении показало, что сети как в покое, так и при движении обладают структурой “малого мира”, для которых характерна повышенная кластеризация, причем узлы в таком графе, как правило, связаны хотя бы одним коротким путем, что следует из свойства низкой средней кратчайшей длины пути. В α_3 -диапазоне глобальный коэффициент кластеризации растет при движении как для мозга в целом, так и отдельно для левого и правого полушарий. Причем, наряду с этим, растет глобальная эффективность сетей: происходит увеличение эффективности

передачи информации для сети мозга в целом и для левого полушария в отдельности.

Таким образом, при движении растет тенденция к образованию кластеров как для сети мозга в целом, так и для каждого полушария в отдельности, что зачастую сопряжено также с повышением эффективности передачи информации в сети. В интегральном диапазоне при движении также прослеживается тенденция к кластеризации: рост глобального коэффициента кластеризации для мозга в целом и отдельно для правого полушария.

Подобный анализ локальных и глобальных показателей ГА ЭЭГ при движении в литературе не представлен. Полученные количественные показатели могут являться базовыми для ГА ЭЭГ при двигательных нарушениях разной нозологии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенная в настоящей работе оценка графовых характеристик КогЭЭГ и анализ их изменений при движении правой рукой по сравнению с фоном позволили существенно дополнить представления о процессах, сопровождающих формирование произвольного движения – как на уровне локальных нейросетевых изменений при помощи показателей активности отдельных узлов (регионов мозга), так и на глобальном уровне посредством характеристик, отражающих изменения в целостной деятельности сети мозга.

Показано, что сжатие/разжимание пальцев правой руки в кулак сопряжено с локальным усилением КогЭЭГ α_3 -диапазона преимущественно в сенсомоторной коре левого (контралатерально-го движению) полушария, что соответствует выявленным по данным ГА КогЭЭГ α_3 локальным перестройкам сети: образованию локальных кластеров и повышению локальной эффективности обработки информации в регионах мозга, отвечающих за двигательный контроль. В этом же диапазоне наблюдается активация узлов лобной локализации за счет увеличения числа их связей с соседями. В интегральном диапазоне (0.5–20 Гц), напротив, происходит ослабление КогЭЭГ, причем изменения менее специфичны по отношению к движению. ГА КогЭЭГ интегрального диапазона выявил изменения преимущественно в лобных областях, а также в теменной коре, отвечающей за зрительно-моторную координацию.

На глобальном уровне ГА КогЭЭГ α_3 -диапазона показывает рост глобального коэффициента кластеризации и глобальной эффективности при движении для сети мозга в целом и для левого полушария в отдельности. Процесс кластеризации затрагивает также и правую гемисферу. В интегральном диапазоне наблюдается усиление глобального коэффициента кластеризации при движении для всего мозга и для правого полушария.

Полученные результаты свидетельствуют об информативности ГА ЭЭГ в изучении деятельности головного мозга в норме и при различных формах церебральной патологии.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена в рамках Госзадания.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мухина Т.С., Шарова Е.В., Болдырева Г.Н. и др. Особенности нейроанатомии активного движения руки у пациентов с тяжелой черепно-мозговой травмой (анализ данных функциональной магнитно-резонансной томографии) // Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика. 2017. Т. 9. № 1. С. 27.
Mukhina T.S., Sharova E.V., Boldyreva G.N. et al. The neuroanatomy of active hand movement in patients with severe traumatic brain injury: analysis of functional magnetic resonance imaging data // Neurology, Neuropsychiatry, Psychosomatics. 2017. V. 9. № 1. P. 27.
2. Столбков Ю.К., Мошонкина Т.Р., Орлов И.В. и др. Нейрофизиологические корреляты реальной и воображаемой локомоции // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 1. С. 119.
Stolbkov Y.K., Moshonkina T.R., Orlov I.V. et al. The neurophysiological correlates of real and imaginary locomotion // Human Physiology. 2019. V. 45. № 1. P. 104.
3. Nakata H., Domoto R., Mizuguchi N. et al. Negative BOLD responses during hand and foot movements: An fMRI study // PLoS One. 2019. V. 14. № 4. P. e0215736.
4. Armstrong S., Sale M.V., Cunningham R. Neural Oscillations and the Initiation of Voluntary Movement // Front. Psychol. 2018. V. 9. P. 2509.
5. Bayot M., Dujardin K., Tard C. et al. The interaction between cognition and motor control. A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning // Neurophysiol. Clin. 2018. V. 48. № 6. P. 361.
6. Delval A., Bayot M., Defebvre L., Dujardin K. Cortical oscillations during gait—Wouldn't walking be so automatic? // Brain Sci. 2020. V. 10. № 2. P. 90.
7. Scanlon J.E.M., Jacobsen N.S.J., Maack M.C., Debener S. Stepping in time: Alpha-mu and beta oscillations during a walking synchronization task // NeuroImage. 2022. V. 253. P. 119099.
8. Васильев А.Н., Либуркина С.П., Каплан А.Я. Латерализация паттернов ЭЭГ у человека при представлении движений руками в интерфейсе мозг-компьютер // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2016. Т. 66. № 3. С. 302.
Vasilyev A.N., Liburkina S.P., Kaplan A.Ya. [Lateralization of EEG Patterns in humans during motor imagery of arm movements in the Brain-Computer Interface] // Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova. 2016. V. 66. № 3. P. 302.
9. Павленко В.Б., Эйсмонт Е.В., Галкин Д.В., Кайда А.И. Реактивность сенсомоторного бета-ритма детей связана с интеллектом, так как отражает активность зеркальной и антизеркальной систем мозга // Ученые записки Крымского федерального университета им. В.И. Вернадского. Биология. Химия. 2017. Т. 3. № 1. С. 56.
10. Kerechanin Y.V., Husek D., Bobrov P.D. et al. Sources of the Electrical Activity of Brain Areas Involving in Imaginary Movements // Neurosci. Behav. Physi. 2020. V. 50. P. 845.
11. Фролов А.А., Федотова И.Р., Гусек Д., Бобров П.Д. Ритмическая активность мозга и интерфейс мозг-компьютер, основанный на воображении движений // Успехи физиологических наук. 2017. Т. 48. № 3. С. 72.
12. Болдырева Г.Н., Шарова Е.В., Жаворонкова Л.А. и др. фМРТ и ЭЭГ реакции мозга здорового человека при активных и пассивных движениях ведущей рукой // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2014. Т. 64. № 5. С. 488.
Boldyreva G.N., Sharova E.V., Zhavoronkova L.A. et al. [EEG and fMRI Reactions of a Healthy Brain at Active and Passive Movements by a Leading Hand] // Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova. 2014. V. 64. № 5. P. 488.
13. Болдырева Г.Н., Шарова Е.В., Жаворонкова Л.А. и др. Структурно-функциональные особенности работы мозга при выполнении и представлении двигательных нагрузок у здоровых людей (ЭЭГ и фМРТ исследования) // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2013. Т. 63. № 3. С. 316.
Boldyreva G.N., Sharova E.V., Zhavoronkova L.A. et al. Structural and functional peculiarity of brain activity to performance and imaginary motor tasks in healthy persons (EEG and fMRI study) // Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I.P. Pavlova. 2013. V. 63. № 3. P. 316.
14. Шарова Е.В., Болдырева Г.Н., Лысачев Д.А. и др. ЭЭГ-корреляты пассивного движения руки у пациентов с черепно-мозговой травмой при сохранном двигательном фМРТ-ответе // Физиология человека. 2019. Т. 45. № 5. С. 30.
Sharova E.V., Boldyreva G.N., Kulikov M.A. et al. EEG correlates of passive hand movement in patients after traumatic brain injury with preserved fMRI motor response // Human Physiology. 2019. V. 45. № 5. P. 483.
15. Шарова Е.В., Болдырева Г.Н., Жаворонкова Л.А. и др. Поиск ЭЭГ-маркеров произвольного компонента

- двигательной активности человека // Современные проблемы науки и образования. 2020. № 3. С. 56.
16. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М.: Медицина, 1966. 344 с.
17. Knyazev B., Augusta C., Taylor G.W. Learning temporal attention in dynamic graphs with bilinear interactions // PLoS One. 2021. V. 16. № 3. P. e0247936.
18. Fraga-González G., Smit D.J.A., van der Molen M.J.W. et al. Graph Analysis of EEG Functional Connectivity Networks During a Letter-Speech Sound Binding Task in Adult Dyslexics // Front. Psychol. 2021. V. 12. P. 767839.
19. Hatlestad-Hall C., Bruña R., Syvertsen M.R. et al. Source-level EEG and graph theory reveal widespread functional network alterations in focal epilepsy // Clin. Neurophysiol. 2021. V. 132. № 7. P. 1663.
20. Sporns O. Graph theory methods: applications in brain networks // Dialogues Clin. Neurosci. V. 20. № 2. P. 111.
21. Vecchio F., Tomino C., Miraglia F. et al. Cortical connectivity from EEG data in acute stroke: A study via graph theory as a potential biomarker for functional recovery // Int. J. Psychophysiol. 2019. V. 146. P. 133.
22. Храмов А.Е., Фролов Н.С., Максименко В.А. и др. Функциональные сети головного мозга: от восстановления связей до динамической интеграции // Успехи физических наук. 2021. Т. 191. № 6. С. 614. Храмов А.Е., Фролов Н.С., Максименко В.А. et al. Functional networks of the brain: from connectivity restoration to dynamic integration // Physics-Uspekh. 2021. V. 64. № 6. P. 584.
23. Вигасина К.Д., Прошина Е.А., Готовцев П.М. и др. Подходы к применению графового анализа для исследования ЭЭГ человека в норме и при церебральной патологии // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2022. Т. 72. № 6. С. 741.
24. Li T., Xue T., Wang B., Zhang J. Decoding Voluntary Movement of Single Hand Based on Analysis of Brain Connectivity by Using EEG Signals // Front. Hum. Neurosci. 2018. V. 12. P. 381.
25. Filho C.A.S., Attux R., Castellano G. Can graph metrics be used for EEG-BCIs based on hand motor imagery? // Biomed. Signal Process. Control. 2018. V. 40. № 3. P. 359.
26. Ahmedt-Aristizabal D., Armin M.A., Denman S. et al. Graph-Based Deep Learning for Medical Diagnosis and Analysis: Past, Present and Future // Sensors (Basel). 2021. V. 21. № 14. P. 4758.
27. Delvigne V., Wannous H., Dutoit T. et al. PhyDAA: Physiological Dataset Assessing Attention // IEEE Trans. Circuits Syst Video Technol. 2021. V. 32. № 5. P. 1.
28. Dell'Italia J., Johnson M.A., Vespa P.M., Monti M.M. Network analysis in disorders of consciousness: four problems and one proposed solution (exponential random graph models) // Front. Neurol. 2018. V. 9. P. 439.
29. Utianski R.L., Caviness J.N., Straaten E.C. et al. Graph theory network function in Parkinson's disease assessed with electroencephalography // Clin. Neurophysiol. 2016. V. 127. № 5. P. 2228.
30. Boldyreva G.N., Zhavoronkova L.A., Sharova E.V., Dobronravova I.S. Electroencephalographic intercentral interaction as a reflection of normal and pathological human brain activity // Span. J. Psychol. 2007. V. 10. № 1. P. 167.
31. Babiloni C., Brancucci A., Vecchio F. et al. Anticipation of somatosensory and motor events increases centro-parietal functional coupling: an EEG coherence study // Clin. Neurophysiol. 2006. V. 117. № 5. P. 1000.
32. Zhavoronkova L.A., Moraresku L., Boldyreva G.N. et al. fMRI and EEG Reactions to Hand Motor Tasks in Patients with Mild Traumatic Brain Injury: Left-Hemispheric Sensitivity to Trauma // Behav. Brain Sci. 2019. V. 9. № 6. P. 273.
33. Bosch-Bayard J., Girini K., Biscay R.J. et al. Resting EEG effective connectivity at the sources in developmental dysphonetic dyslexia. Differences with non-specific reading delay // Int. J. Psychophysiol. 2020. V. 153. P. 135.
34. Basharpour S., Heidari F., Molavi P. EEG coherence in theta, alpha, and beta bands in frontal regions and executive functions // Appl. Neuropsychol. Adult. 2021. V. 28. № 3. P. 310.
35. Quiroz G.A., Espinoza-Valdez A., Salido-Ruiz R.A., Mercado L. Coherence analysis of EEG in locomotion using graphs // Rev. Mex. de Ing. Biomed. 2017. V. 38. № 1. P. 235.
36. Ji C., Maurits N., Roerdink J.B.T.M. Data-driven visualization of multichannel EEG coherence networks based on community structure analysis // Appl. Netw. Sci. 2018. V. 3. № 1. P. 41.
37. Vecchio F., Pappalettera C., Miraglia F. et al. Prognostic Role of Hemispherical Functional Connectivity in Stroke: A Study via Graph Theory Versus Coherence of Electroencephalography Rhythms // Stroke. 2023. V. 54. № 2. P. 499.
38. Русинов В.С., Гриндель О.М., Болдырева Г.Н. Исследование динамики межцентральных отношений в коре больших полушарий человека методом спектрального анализа / Механизмы деятельности головного мозга. Тбилиси: "Мецниереба", 1975. С. 365.
39. Шарова Е.В., Болдырева Г.Н., Куликов М.А. и др. ЭЭГ-корреляты состояний зрительного и слухового внимания у здоровых испытуемых // Физиология человека. 2009. Т. 35. № 1. С. 5. Sharova E.V., Boldyreva G.N., Kulikov M.A. et al. EEG correlates of the states of visual and auditory attention in healthy subjects // Human Physiology. 2009. V. 35. № 1. P. 1.
40. Гриндель О.М. Оптимальный уровень когерентности ЭЭГ и его значение // Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 1980. Т. 30. № 1. С. 62.
41. Bullmore E., Sporns O. Complex brain networks: graph theoretical analysis of structural and functional systems // Nat. Rev. Neurosci. 2009. V. 10. № 3. P. 186.
42. Sporns O. Networks of the brain. MIT Press, 2011. 424 p.
43. Humphries M., Gurney K. Network 'Small-Worldness': A Quantitative Method for Determining Canonical Network Equivalence // PLoS One. 2008. V. 3. № 4. P. e0002051.
44. Жаворонкова Л.А. Межполушарная асимметрия мозга человека (правши-левши). 3-е изд., доп. М.: Юрайт, 2019. 217 с.

45. Koessler L., Maillard L., Benhadid A. et al. Automated cortical projection of EEG sensors: Anatomical correlation via the international 10–10 system // *NeuroImage*. 2009. V. 46. № 1. P. 64.
46. Smolker H.R., Friedman N.P., Hewitt J.K., Banich M.T. Neuroanatomical Correlates of the Unity and Diversity Model of Executive Function in Young Adults // *Front. Hum. Neurosci.* 2018. V. 12. P. 283.
47. Yarets M.Y., Sharova E.V., Smirnov A.S. et al. Analysis of the Structural-Functional Organization of a Counting Task in the Context of a Study of Executive Functions // *Neurosci. Behav. Physiol.* 2019. V. 49. № 6. P. 694.
48. Grefkes C., Nowak D.A., Eickhoff S.B. et al. Cortical connectivity after subcortical stroke assessed with functional magnetic resonance imaging // *Ann. Neurol.* 2008. V. 63. № 2. P. 236.
49. Stephan K.E., Penny W.D., Moran R.J. et al. Ten simple rules for dynamic causal modeling // *NeuroImage*. 2010. V. 49. № 4. P. 3099.
50. Desmurget M., Sirigu A. A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness // *Trends Cogn. Sci.* 2009. V. 13. № 10. P. 411.
51. Petersen S.E., Posner M.I. The Attention System of the Human Brain: 20 Years After // *Annu. Rev. Neurosci.* 2012. V. 35. P. 73.
52. Бушов Ю.В., Светлик М.В. Нейрофизиология: учебное пособие. Томск: Издательство ТГУ, 2021. 124 с.
53. Белова А.Н., Григорьева В.Н., Сушин В.О. и др. Анатомо-функциональные особенности кортикоспинальных трактов и их роль в восстановлении двигательных функций после повреждений головного мозга // *Вестник восстановительной медицины*. 2020. № 1. С. 9.
Belova A.N., Grygorieva V.N., Sushin V.O. et al. Anatomical and functional features of corticospinal tracts and their role in restoration of motor functions after brain injury // *Bulletin of Rehabilitation Medicine*. 2020. № 1. P. 1.

EEG Functional Connectivity in Motor Task: Experience of Application of Graph Analysis

K. D. Vigasina^{a,*}, E. V. Sharova^a, V. A. Bordiug^{b,c}, E. L. Masherov^d, G. N. Boldyreva^{a,†},
A. S. Smirnov^d, P. M. Gotovtsev^{b,c}

^a*Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of the RAS, Moscow, Russia*

^b*NRC “Kurchatov Institute”, Moscow, Russia*

^c*Moscow Institute of Physics and Technology, Moscow, Russia*

^d*Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, Russia*

*E-mail: kristina.vigasina@yandex.ru

The goal of this work is the application of graph analysis for the research of brain network organization during motor task (clenching/unclenching the fingers of the right hand). In this approach the brain is considered as a single network (graph), where the nodes are individual leads, and the edges are coherence indicators. The approach allows to study the processes of segregation (network division into clusters) and integration (network unification) as well as to identify the most highly active nodes in the networks through which the greatest volumes of information transfers. The work revealed that the movement of the right hand is associated with global and local neural network rearrangements — increase of global network efficiency of whole brain and left hemisphere separately and the formation of local clusters for processing information in areas, connected with hand movement and also in some non-specific for the hand movement areas, probably connected with executive functions.

Keywords: voluntary movement, EEG, connectivity, graph analysis, motor task.