



Анализ межмозговой синхронизации на основе вейвлет-когерентности при совместном решении игровой задачи

В. Е. Титов^а, ассистент, orcid.org/0000-0002-2700-7152

О. Е. Дик^б, доктор биол. наук, доцент, orcid.org/0000-0001-5056-1779, dickviola@gmail.com

^аСанкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Б. Морская ул., 67, Санкт-Петербург, 190000, РФ

^бИнститут физиологии им. И. П. Павлова РАН, наб. Макарова, 6, Санкт-Петербург, 199034, РФ

Введение: исследование межмозговой синхронизации при совместной когнитивной деятельности актуально для понимания нейрофизиологических механизмов социального взаимодействия. **Цель:** выявить особенности синфазной, лаговой и противофазной синхронизации сигналов электроэнцефалограммы двух испытуемых при выполнении игровой когнитивной задачи. **Методы:** одновременная регистрация электроэнцефалограммы у двух участников, анализ вейвлет-когерентности с выделением фазовой, лаговой и противофазной синхронизации; статистическая проверка методом однофакторного дисперсионного анализа и тестирование на суррогатных данных методом Монте-Карло. **Результаты:** зафиксированы статистически значимые эффекты межмозговой синхронизации в альфа-, бета- и гамма-диапазонах. Фазовая синхронизация наблюдалась преимущественно в симметричных затылочных и теменных отведениях, охватывая до 75 % интервала записи. Лаговая синхронизация выявлена в затылочных, височных и теменно-затылочных областях с временной долей до 54 %. Противофазные взаимодействия чаще проявлялись в высокочастотных диапазонах. Обнаружены достоверные различия между отведениями по длительности синхронизации в различных частотных диапазонах. **Практическая значимость:** результаты могут быть использованы при разработке технологий нейроинтерфейсов и в исследованиях когнитивного взаимодействия, включая образование и тренинг. **Обсуждение:** ограниченный объем выборки (пять испытуемых) снижает возможности обобщения, однако многократные повторы и статистические тесты подтверждают достоверность выявленных эффектов. Перспективным направлением является анализ пространственных источников синхронизированной активности и межиндивидуальных различий.

Ключевые слова — электроэнцефалограмма, вейвлет-когерентность, фазовая синхронизация, межмозговые взаимодействия.

Для цитирования: Титов В. Е., Дик О. Е. Анализ межмозговой синхронизации на основе вейвлет-когерентности при совместном решении игровой задачи. *Информационно-управляющие системы*, 2025, № 5, с. 72–80. doi:10.31799/1684-8853-2025-5-72-80, EDN: DDNVME

For citation: Titov V. E., Dick O. E. Wavelet-based coherence analysis of interbrain synchronization in collaborative game solving. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2025, no. 5, pp. 72–80 (In Russian). doi:10.31799/1684-8853-2025-5-72-80, EDN: DDNVME

Введение

Современные исследования в области гиперсканирования направлены на поиск и выявление синхронизированных паттернов нейронной активности у взаимодействующих субъектов [1]. В ряде исследований установлено возникновение резонансных механизмов в мозговой активности собеседников и подчеркнута важность комплексного анализа различных видов невербальной информации при социальном взаимодействии [2]. В исследовании речевого общения было выявлено, что мозговая активность слушателя синхронизируется с сигналами говорящего с определенной задержкой, при этом исчезновение такой синхронизации наблюдается при отсутствии понимания [3]. В связи с этим считается, что выявляемая межличностная синхронизация мозговой активности может служить эффективным индикатором качества командной работы и образовательного процесса [4].

Ключевыми вопросами остаются роль различных частотных диапазонов электроэнцефалограмм (ЭЭГ) мозга и вклад отдельных областей мозга партнеров в формирование межличностной нейронной синхронизации. Так, в исследованиях координации моторных действий (например, одновременного нажатия кнопок двумя участниками) продемонстрирована фазовая синхронизация в бета-диапазоне во фронтально-центральных областях коры [5]. Авторы других работ отмечают выраженную правостороннюю асимметрию альфа-синхронизации в центрально-теменных областях при совместном выполнении когнитивных задач [6]. При игровых взаимодействиях, связанных с принятием решений, активация затрагивает височно-теменные области [7]. В речевой коммуникации фазовая синхронизация в лобной области коры возникает только в условиях визуального контакта, что подчеркивает его важность для успешного общения [8].

Электроэнцефалография является одним из наиболее востребованных методов нейровизуализации для исследований, проводимых в парадигме гиперсканирования. Данный метод отличается высоким временным разрешением, позволяющим эффективно исследовать межличностные взаимодействия путем анализа связности сигналов мозга участников. Вместе с тем недостатком электроэнцефалографии остается ее низкое пространственное разрешение и высокая чувствительность к двигательным артефактам, которые неизбежны при естественном взаимодействии людей.

При анализе сложных биологических сигналов применяются методы вейвлет-преобразования [9, 10], корреляционного анализа [11], оценки фазовой синхронизации [12], а также методы выявления причинно-следственных отношений и направленности связи между сигналами [13–15]. Однако важно отметить, что не все методы способны улавливать асимметрию ролей участников, характерную для многих социальных взаимодействий [16].

Так, в ряде работ, посвященных невербальному взаимодействию, установлено, что низкочастотная когерентность (0,2–1,1 Гц) отражает процессы подражания и соответствует моделям с фиксированной задержкой реакции ведомого участника по отношению к ведущему [17].

Дополнительные перспективы в исследовании нейронных механизмов социального взаимодействия открывает подход, предложенный в работе [18], где для анализа связности сигналов использовалась когерентность вейвлет-преобразования с учетом направления взаимодействия сигналов в гиперсканирующей ближней инфракрасной спектроскопии. Авторы работы [18] классифицировали типы синхронизации, а именно: синфазную, запаздывающую и противофазную. Этот новый подход к традиционному методу когерентности вейвлет-преобразования позволил улучшить понимание сложных социальных взаимодействий благодаря их применению в исследованиях гиперсканирования с использованием функциональной ближней инфракрасной спектроскопии.

Данный подход представляет интерес для исследований с применением электроэнцефалографии. Новизна настоящей работы заключается в применении метода когерентности вейвлет-преобразования с последующим определением диапазонов разности мгновенных кроссвейвлетных фаз для двух временных рядов ЭЭГ и выявления типов синхронизации этих рядов, полученных в различных мозговых отведениях у двух испытуемых при одновременной регистрации ЭЭГ в процессе игровой задачи.

Цель работы — выявить особенности межмозговых взаимодействий у здоровых испытуемых

в условиях когнитивной нагрузки, создаваемой игровой задачей. Исследование выполнено в парадигме гиперсканирования методом электроэнцефалографии; основной акцент сделан на обнаружении и сравнении синфазной, запаздывающей и противофазной синхронизации сигналов ЭЭГ двух испытуемых с использованием когерентности вейвлет-преобразования и последующего расчета разности мгновенных кроссвейвлетных фаз.

Экспериментальные данные и методы их анализа

Одновременно зарегистрированные энцефалографические данные для двух здоровых испытуемых с удаленными артефактами предоставлены лабораторией физиологии зрения Института физиологии им. И. П. Павлова РАН, исследование одобрено местным этическим комитетом.

Цель когнитивной нагрузки состояла в совместном решении игровой задачи на компьютере с выбором ячейки со спрятанным предметом, который видит ведущий и не видит ведомый участник. При поиске спрятанного предмета ведомый участник перемещает курсор мыши по ячейкам игрового поля. Если курсор остается в данной ячейке дольше указанного времени, то эта ячейка считается выбранной. Если предмет там есть, то ячейка заполняется зеленым цветом, и игра заканчивается.

Аппаратно-программный комплекс для проведения психофизиологических исследований в парадигме гиперсканирования включал в себя два компьютера с мониторами и два электроэнцефалографа.

В решении игровой задачи участвовало пять испытуемых в возрасте от 24 до 35 лет, каждая игра повторялась пять раз, т. е. осуществлено 25 записей длительностью не менее 20 с, но нами проанализировано 20 одновременно зарегистрированных записей, предоставленных с удаленными артефактами. В этих записях участки с грубыми артефактами были удалены после визуального осмотра, а артефакты, связанные с морганием глаз, устранены с помощью процедуры анализа независимых компонент. Запись производилась в отведениях F_7 , F_3 , F_4 , F_8 , T_5 , T_6 , P_3 , P_4 , O_1 , O_2 . Такой подход позволил существенно увеличить количество статистически независимых сегментов для расчета вейвлет-когерентности. Дополнительно применялся критерий статистической значимости на основе 1000 реализаций суррогатных данных методом Монте-Карло, что снижает вероятность случайных совпадений. Ограничение по числу испытуемых связано с высокой трудоемкостью и требовани-

ями синхронной регистрации ЭЭГ при парной интерактивной задаче. Полученные эффекты имеют статистическую значимость и согласуются с результатами других исследований, что подтверждает информативность выборки.

Мы проанализировали 20 вариантов взаимоотношений временных рядов в симметричных отведениях (F_3-F_4 , F_7-F_8 , P_3-P_4 , T_5-T_6 , O_1-O_2) и в несимметричных отведениях: в затылочно-теменных (P_3-O_1 , P_4-O_2), в височно-теменных (T_5-P_3 , T_6-P_4) и в лобно-теменных (F_3-P_3 , F_4-P_4).

Длительность анализируемых временных рядов после удаления грубых артефактов составляла не менее 10 с. Частота дискретизации составляла 2 кГц. Для сравнения динамики биоэлектрической активности пар испытуемых анализируемые временные ряды были отфильтрованы с помощью оптимального фильтра Чебышёва в диапазонах частот, соответствующих интервалам тета (4–7 Гц), альфа (8–13 Гц), бета (14–25 Гц) и гамма (30–40 Гц).

Для сравнения динамики двух сигналов $X(t)$ и $Y(t)$ использована оценка кросс-вейвлет-спектра:

$$|W_{XY}| = |W_X(f, b) \overline{W_Y(f, b)}|, \quad (1)$$

который определяет локальные отношения между двумя сигналами в определенные моменты времени и на определенных частотах [19]. Локальные вейвлетные спектры $W_X(f, b)$ и $W_Y(f, b)$ анализируемого временного ряда определяются

$$W_X(f, b) = f \int_{-\infty}^{+\infty} X(t) \psi(f(t-b)) dt, \quad (2)$$

где $\psi(f(t-b))$ — вейвлетная функция Морле, f и b — частота и временной сдвиг, а символ $\overline{\psi(f(t-b))}$ означает комплексное сопряжение.

Среднее по времени распределение энергии вейвлетного спектра по частотам на временном интервале $[t_1, t_2]$, т. е. глобальный вейвлетный спектр

$$E(f) = f \int_{t_1}^{t_2} |W_X(f, b)|^2 dt. \quad (3)$$

Квадратичная вейвлет-когерентность определяется как квадрат абсолютного значения сглаженного кросс-вейвлетного спектра, нормализованного сглаженными вейвлетными спектрами каждого из двух сигналов [19]:

$$WC^2 = \frac{|S(W_{XY})|^2}{|S(W_X)|^2 |S(W_Y)|^2}, \quad (4)$$

где символ S обозначает сглаживание как по времени, так и по частоте для улучшения частотно-

временного разрешения и статистической значимости.

Вейвлет-когерентность WC принимает значения от 0 до 1 и описывает локальные корреляции между двумя сигналами. Чем ближе это значение к единице, тем более коррелированы сигналы. Статистически значимая вейвлет-когерентность определяется с помощью теста, в котором исходный сигнал рандомизируется с использованием метода Монте-Карло, а уровень статистической значимости каждой частоты в сигнале оценивается по нескольким рандомизированным реализациям.

В результате применения кросс-вейвлетного преобразования для двух временных рядов $X(t)$ и $Y(t)$ мгновенная разность фаз между этими временными рядами определяется как локальная кросс-вейвлетная фаза [19]:

$$\varphi_X(b) - \varphi_Y(b) = \tan^{-1} \left(\frac{\text{Im}(W_{XY}(b))}{\text{Re}(W_{XY}(b))} \right). \quad (5)$$

Если абсолютное значение разности фаз находится в диапазоне около нуля радиан, то временные ряды $X(t)$ и $Y(t)$ считаются находящимися в фазовой синхронизации, если же разность фаз находится в диапазоне около π радиан, то временные ряды находятся в противофазе.

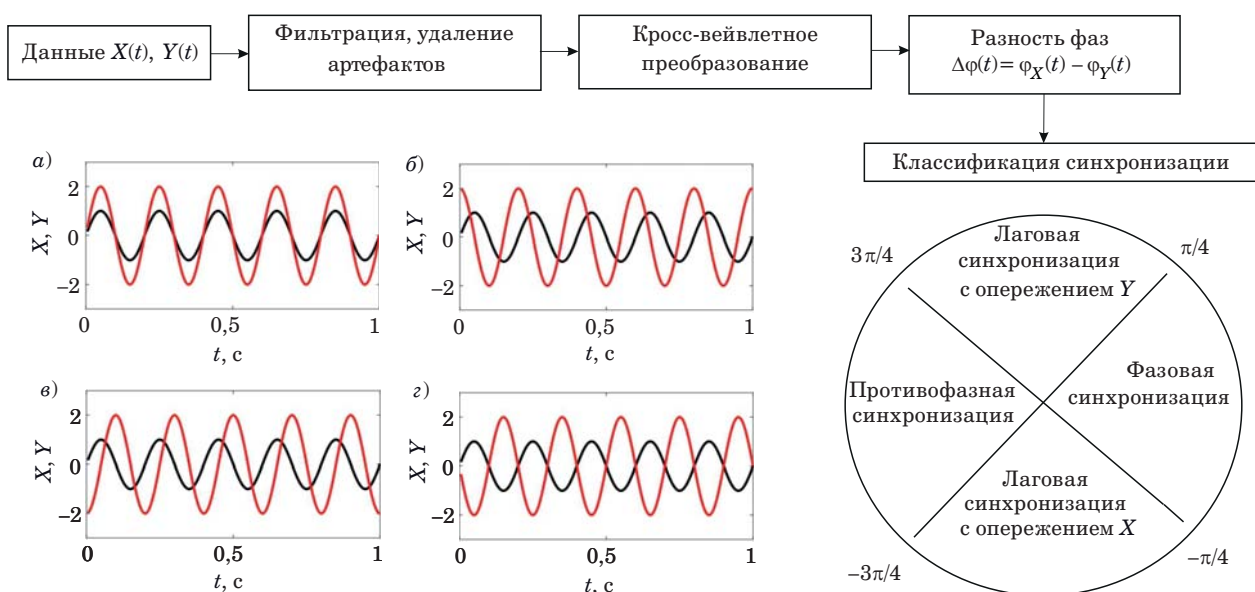
Условие $\pi/4 < |\varphi_X(b) - \varphi_Y(b)| < 3\pi/4$ соответствует запаздывающей синхронизации, при которой сигнал $Y(t)$ опережает сигнал $X(t)$ (диапазон, окружающий $\pi/2$ радиан) [18].

С другой стороны, диапазон, окружающий $-\pi/2$ радиан, т. е. условие $-3\pi/4 < |\varphi_X(b) - \varphi_Y(b)| < -\pi/4$, соответствует запаздывающей синхронизации, при которой сигнал $X(t)$ опережает сигнал $Y(t)$ [18]. Это проиллюстрировано на рис. 1, а–г.

В областях на частотно-временной плоскости, где значение квадрата вейвлет-когерентности WC^2 превышает 0,5, относительное отставание между когерентными временными рядами обозначается стрелками, ориентированными в определенном направлении. Стрелки, направленные вправо, означают фазовую синхронизацию, стрелки, направленные влево, означают, что сигналы находятся в противофазе. Стрелки вверх в направлении $3\pi/4$ указывают, что $Y(t)$ опережает $X(t)$ на $3\pi/4$ радиан, а стрелки вниз в направлении $-\pi/4$ указывают, что $X(t)$ опережает $Y(t)$ на $\pi/4$ радиан.

Для значений WC^2 , превышающих 0,5, мы построили зависимость вейвлетной когерентности от времени с определением различных типов синхронизации (фазовой, противофазной и запаздывающей) в соответствии с работой [18] и рассчитали процент времени для каждого типа синхронизации для парных сигналов $X(t)$ и $Y(t)$.

Для определения статистически значимой вейвлет-когерентности использован статисти-



■ **Рис. 1.** Классификация фазовых взаимодействий: фазовая (а), лаговая (б, в), противофазная (г) синхронизации; сигнал $Y(t)$ опережает сигнал $X(t)$ (б), сигнал $X(t)$ опережает сигнал $Y(t)$ (в)

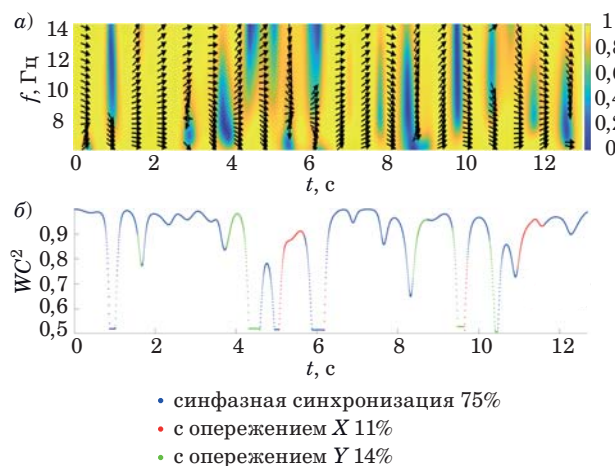
■ **Fig. 1.** Classification of phase interactions: phase synchronization (a); lagged synchronization (б, в); anti-phase (г). In panel (б) the signal $Y(t)$ leads $X(t)$; in panel (в) the signal $X(t)$ leads $Y(t)$

ческий тест, в котором пара исходных сигналов рандомизируется методом Монте-Карло с генерацией 1000 пар суррогатных данных с теми же коэффициентами процесса авторегрессии первого порядка, что и исходные сигналы. Для каждой пары вычислялась вейвлет-когерентность и оценивался уровень значимости. Значения вейвлет-когерентности, соответствующие частотно-временным областям с уровнем достоверности 95 %, считаются статистически значимыми на уровне 5 %.

Для выявления статистически значимых различий средних значений процента времени, в течение которого сохранялся каждый тип синхронизации для парных компонентов сигналов ЭЭГ первого и второго игроков, использовался метод однофакторного дисперсионного анализа. Усреднение проведено по 20 парным сигналам.

Результаты и обсуждение

Анализ фазовой связности альфа-ритма между левым и правым теменными отведениями P_3 и P_4 выполнен с использованием вейвлет-когерентности. На спектрограмме (рис. 2, а) визуализирована степень связности как функция времени и частоты, где преимущественная направленность стрелок вправо указывает на наличие синфазной синхронизации между сигналами. Выделено восемь сегментов синфазного взаимодействия, сосредоточенных преимущественно в интервалах 0–3,7 с и 6,2–8,4 с.



■ **Рис. 2.** Временная структура синфазной и запаздывающей синхронизации альфа-ритма между теменными отведениями (P_3 – P_4), выявленная методом вейвлет-когерентности: а – карта вейвлет-когерентности; б – временные доли типов взаимодействия

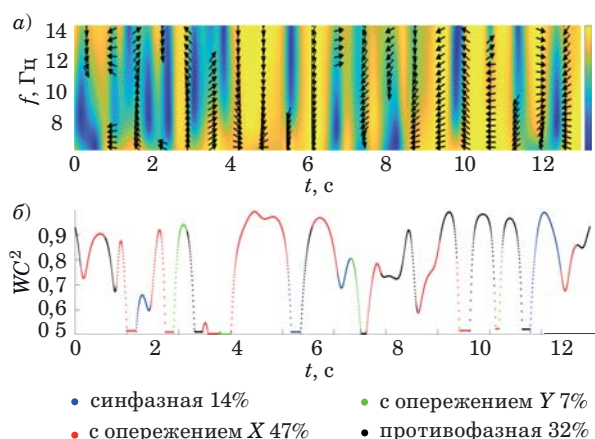
■ **Fig. 2.** Temporal structure of in-phase and lagged synchronization of the alpha rhythm between the parietal leads (P_3 – P_4) revealed by the wavelet coherence method: а – wavelet-coherence map; б – temporal proportions of interaction types

Дополнительный анализ временной динамики фазового угла (рис. 2, б) позволил классифицировать типы взаимодействия: синфазная синхронизация наблюдалась в 75 % времени, запаздывающая синхронизация с опережением временного ряда $X(t)$ – в 11 %, а с опережением $Y(t)$ – в 14 % от общего времени. Во всех трех ти-

пах взаимодействия значения квадрата модуля когерентности WC^2 превышали порог 0,5, что указывает на наличие статистически значимой межмозговой связности в исследуемом диапазоне частот.

Результаты анализа вейвлет-когерентности сигналов альфа-компонент ЭЭГ в левом и правом затылочных отведениях (O_1-O_2) представлены на рис. 3. Спектр вейвлет-когерентности (рис. 3, а) демонстрирует преобладающую направленность стрелок вниз, отражающую запаздывающую синхронизацию с лидерством сигнала $X(t)$. Выявлено восемь сегментов с данным типом взаимодействия, наиболее продолжительный из которых наблюдается в интервале от 3 до 4,1 с (рис. 3, б). Временная доля запаздывающей синхронизации с лидерством сигнала X составляет 47 %, что указывает на ее доминирующую роль во взаимодействии сигналов в исследованных отведениях. Также наблюдается значительная доля противофазной синхронизации (32 % времени), которая распределена по семи сегментам. Наиболее протяженный интервал противофазного взаимодействия охватывает временной промежуток от 7,1 до 8,8 с (см. рис. 3, б). Другие типы взаимодействий (синфазная и запаздывающая с лидерством сигнала Y) представлены в существенно меньших долях и кратковременных интервалах.

Функциональная связность между компонентами ЭЭГ была проанализирована только в альфа-, бета- и гамма-диапазонах для симметричных лево-правых отведений (P_3-P_4 , O_1-O_2)



■ **Рис. 3.** Преимущественная лаговая и противофазная синхронизация альфа-компонент ЭЭГ между затылочными отведениями (O_1-O_2) по данным вейвлет-когерентности: а — карта вейвлет-когерентности; б — временные доли типов взаимодействия

■ **Fig. 3.** Predominant lagged and anti-phase synchronization of EEG alpha components between occipital leads (O_1-O_2) according to wavelet coherence analysis: а — wavelet-coherence map; б — temporal proportions of interaction types

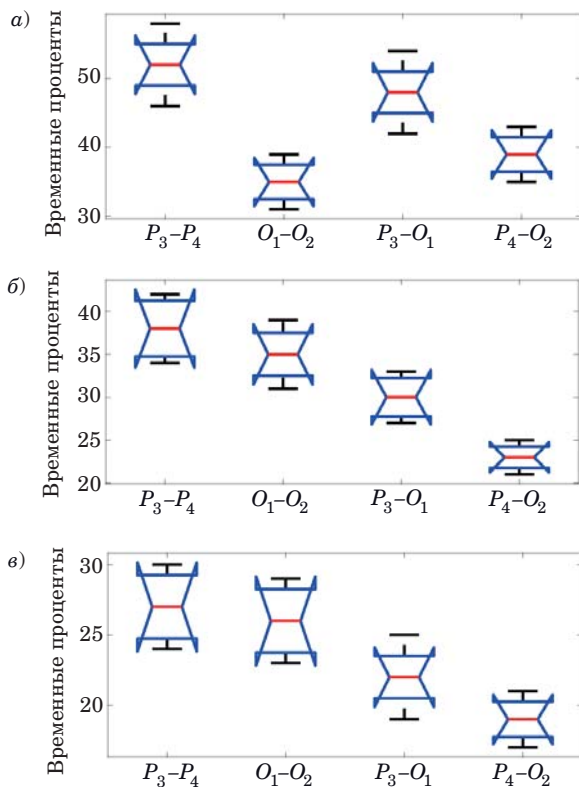
и для асимметричных лево-правых затылочно-теменных (P_3-O_1 , P_4-O_2) отведений, потому что для анализируемых временных рядов в этих диапазонах и отведениях процент статистически значимых областей с $WC^2 > 0,5$ превышал 80 %, а в других был не выше 10 %. Результаты согласуются с данными функциональных МРТ-исследований, проведенных в условиях парного взаимодействия, которые также выявили активацию теменных и височных областей мозга [20, 21]. Считается, что эти области играют ключевую роль в процессах невербальной коммуникации, переработке социальной информации, привлечении внимания и принятии решений [21].

Максимальная усредненная длительность фазовой синхронизации выявлена в теменных отведениях (P_3-P_4) для альфа-диапазона и составляет (52 ± 6) %. Значения длительности, превышающие 25 %, обнаружены в затылочных отведениях (O_1-O_2) для альфа-, бета- и гамма-диапазонов и в теменных отведениях (P_3-P_4) для бета- и гамма-диапазонов и в затылочно-теменных (P_3-O_1 , P_4-O_2) отведениях для диапазона альфа.

Лаговая синхронизация с X -лидерством длительностью более 30 % наблюдается для затылочных (O_1-O_2) и теменных (P_3-P_4), а также для затылочно-теменных (P_3-O_1) отведений для альфа-, бета- и гамма-диапазонов, а для отведений (P_4-O_2) — только для гамма-диапазона.

Однофакторный дисперсионный анализ выявил статистически значимые различия средних значений временного процента фазовой синхронизации в четырех парных участках для диапазонов альфа, бета и гамма. Для этих диапазонов статистика, полученная с помощью F-теста Фишера, превысила критическое значение $F_{crit} = F_{3,77} = 2,8$ ($F(\alpha) = 14,35$, $F(\beta) = 7,89$, $F(\gamma) = 15,75$), поэтому нулевая гипотеза о равенстве средних значений временного процента была отвергнута. Значения 3 и 77 выбраны в связи с тем, что количество групп сравнения (P_3-P_4 , O_1-O_2 , P_3-O_1 , P_4-O_2) равно четырем ($k = 4$), количество усредненных значений данных в каждой группе равно 20, общее количество наблюдений $N = 4 \times 20 = 80$, соответственно, $k - 1 = 3$, $N - k = 77$. Статистически значимые различия между группами определялись на основе значений $p < 0,0085$ в силу того, что $n = k(k - 1)/2 = 6$ и $1 - 0,95^{1/n} = 0,0085$. Эти значения для проанализированных данных равны $p(\alpha) = 1,3 \times 10^{-4}$, $p(\beta_2) = 3,1 \times 10^{-4}$, $p(\gamma) = 2,2 \times 10^{-4}$.

Графические результаты дисперсионного анализа для сравнения усредненных значений временного процента фазовой синхронизации между компонентами ЭЭГ в четырех попарных отведениях для диапазонов альфа, бета и гамма представлены на рис. 4, а–в. Различия в центральных линиях (медианах выборочных значений временного

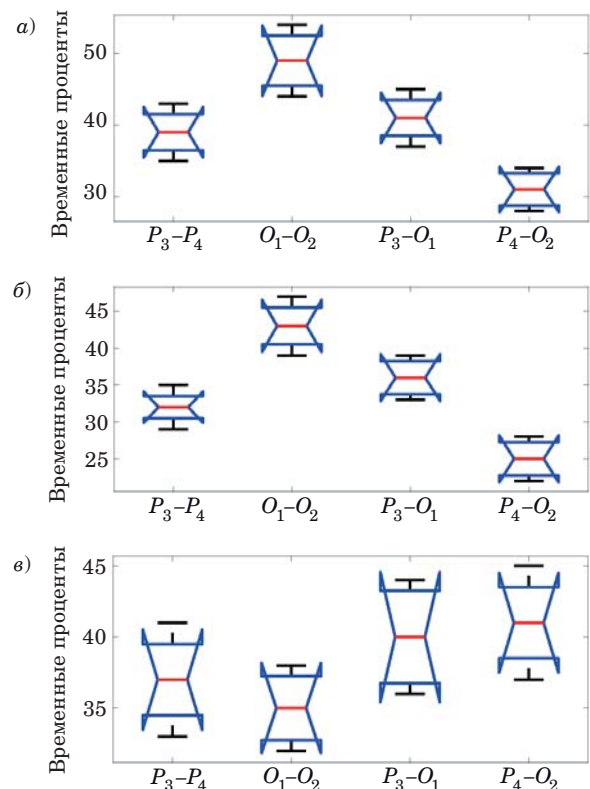


■ **Рис. 4.** Сравнение усредненных значений временного процента фазовой синхронизации между компонентами ЭЭГ в частотных диапазонах альфа (а), бета (б) и гамма (в)

■ **Fig. 4.** Comparison of averaged values of the temporal percentage of phase synchronization between EEG components in the frequency ranges α (а), β (б), γ (в)

процента фазовой синхронизации) указывают на значимые различия в групповых средних для всех рассматриваемых диапазонов. Максимальные временные проценты фазовой синхронизации характерны для теменных отведений (P_3-P_4) для всех трех частотных диапазонов.

Результаты дисперсионного анализа для сравнения усредненных значений временного процента лаговой синхронизации между компонентами ЭЭГ в четырех парных отведениях для диапазонов альфа, бета и гамма представлены на рис. 5, а–в. Статистически значимые различия в групповых средних характерны для диапазонов альфа (рис. 5, а) и бета (рис. 5, б). Статистика Фишера $F(\alpha) = 11,8$ и $F(\beta) = 19,6$, уровень значимости критерия Фишера $p(\alpha) = 4,1 \times 10^{-4}$ и $p(\beta) = 1,5 \times 10^{-4}$, тогда как для диапазона гамма эти значения, $F(\gamma) = 2,73$ и $p(\gamma) = 0,017$, указывают на отсутствие статистической значимости различий усредненных значений процента времени лаговой синхронизации. Максимальные временные проценты лаговой синхронизации характерны для затылочных отведений (O_1-O_2) для альфа- и бета-диапазонов.



■ **Рис. 5.** Сравнение усредненных значений процента времени лаговой синхронизации (с опережением X) между компонентами ЭЭГ в частотных диапазонах альфа (а), бета (б) и гамма (в)

■ **Fig. 5.** Comparison of averaged values of the percentage of time of lagged synchronization (with X leading) between EEG components in the frequency ranges α (а), β (б), γ (в)

Полученные результаты показывают, что фазовая синхронизация ЭЭГ в альфа-, бета- и гамма-диапазонах в некоторой степени согласуются с ранее опубликованными исследованиями [6, 19], в которых демонстрировалось увеличение фазовой синхронизации (по индексу PLV) между теменными зонами ведущего и ведомого субъектов в альфа-диапазоне при выполнении невербальных заданий с имитацией движений. Однако в исследованиях совместного выполнения действий, таких как совместная игра музыкантов на гитаре [22], наблюдалось усиление фазовой синхронизации в более низких частотах — в тета-диапазоне, особенно в лобно-центральных областях мозга. В нашем же исследовании основная активность фиксировалась в более высокочастотных диапазонах (альфа, бета и гамма).

Заключение

В работе выполнен сравнительный анализ нейродинамических взаимодействий между дву-

мья здоровыми испытуемыми в процессе совместного решения когнитивной задачи, представленной в виде игровой деятельности с четко выраженным разделением ролей: игрок X (лидер) и игрок Y (ведомый). Для оценки межмозговых взаимодействий использовался метод вейвлет-когерентности ЭЭГ с выделением синфазной, запаздывающей (лаговой) и противофазной синхронизации сигналов.

Результаты исследования показали наличие фазовой синхронизации сигналов двух испытуемых в альфа-, бета- и гамма-частотных диапазонах. Фазовая синхронизация была выявлена в основном между симметричными лево-правыми отведениями в затылочной и теменной областях, а также в асимметричных лево-правых затылочно-теменных областях. Максимальная длительность фазовой синхронизации во всех анализируемых частотных диапазонах характерна для теменных областей.

Для лаговой синхронизации с X-лидерством характерна максимальная длительность для за-

тылочных отведений в альфа- и бета-диапазонах. В гамма-диапазоне статистических различий между длительностью лаговой синхронизации не обнаружено.

Следует отметить, что исследование проведено на относительно небольшой выборке (пять испытуемых), что ограничивает возможность обобщения полученных выводов. Тем не менее использование многократных повторов, статистических методов и согласованность результатов с данными других работ подтверждают их достоверность. Для более широких обобщений необходимы исследования с участием большего числа испытуемых.

Финансовая поддержка

Работа выполнена при поддержке государственного финансирования, выделенного Институту физиологии им. И. П. Павлова РАН (№ 1021062411784-3-3.1.8).

Литература

1. Czeszumski A., Eustergerling S., Schuberth S., Lang A., Menrath D., Gerstenberger M., Schreiber F., Rendon Z. Z., Konig P. Hyperscanning: A valid method to study neural inter-brain underpinnings of social interaction. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2020, vol. 14. doi:10.3389/fnhum.2020.00039
2. Balconi M., Fronda G. The use of hyperscanning to investigate the role of social, affective, and informative gestures in non-verbal communication. Electro-physiological (EEG) and inter-brain connectivity evidence. *Brain Sciences*, 2020, vol. 10. doi:10.3390/brainsci10010029
3. Li Z., Li J., Hong B., Nolte G., Engel A. K., Zhang D. Speaker-listener neural coupling reveals a right-lateralized mechanism for non-native speech-in-noise comprehension. *Cerebral Cortex*, 2023, vol. 33, no. 7, pp. 3701–3714. doi:10.1093/cercor/bhac302
4. Li Y., Wu S., Xu J., Wang H., Zhu Q., Shi W., Fang Y., Tong S., Zhang Y., Guo X. Interbrain substrates of role switching during mother-child interaction. *Human Brain Mapping*, 2024, vol. 45, no. 5, pp. 1234–1245. doi:10.1002/hbm.26672
5. Chuang C.-H., Peng P.-H., Chen Y.-C. Leveraging hyperscanning EEG and VR omnidirectional treadmill to explore inter-brain synchrony in collaborative spatial navigation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2024, vol. 18, Article 1476944. doi:10.48550/arXiv.2406.06327
6. Nguyen T., Schleihau H., Kayhan E., Matthes D., Vrticka P., Hoehl S. The effects of interaction quality on neural synchrony during mother-child problem solving. *Cortex*, 2020, vol. 124, pp. 235–249. doi:10.1016/j.cortex.2019.11.020
7. Al-Shargie F., Tariq U., Hassanin O., Mir H., Babiloni F., Al-Nashash H. Brain connectivity analysis under semantic vigilance and enhanced mental states. *Brain Sciences*, 2019, vol. 9. doi:10.3390/brainsci9120363
8. Pan Y., Dikker S., Goldstein P., Zhu Y., Yang C., Hu Y. Instructor-learner brain coupling discriminates between instructional approaches and predicts learning. *NeuroImage*, 2020, vol. 211, Article 116657. doi:10.1016/j.neuroimage.2020.116657
9. Runnova A., Zhuravlev M., Ukolov R., Blokhina I., Dubrovski A., Lezhnev N., Sitnikova E., Saranceva E., Kiselev A., Karavaev A., Selskii A., Semyachkina-Glushkovskaya O., Penzel T., Kurths J. Modified wavelet analysis of ECoG pattern as promising tool for detection of the blood-brain barrier leakage. *Scientific Reports*, 2021, vol. 11, Article 18505. doi:10.1038/s41598-021-97427-9
10. Dick O. E., Glazov A. L. Estimation of the synchronization between intermittent photic stimulation and brain response in hypertension disease by the recurrence and synchrosqueezed wavelet transform. *Neurocomputing*, 2021, vol. 455, pp. 163–171. doi:10.1016/j.neucom.2021.05.038
11. Abe M. O., Koike T., Okazaki S., Sugawara S. K., Takahashi K., Watanabe K., Sadato N. Neural correlates of online cooperation during joint force production. *NeuroImage*, 2019, vol. 191, pp. 150–161. doi:10.1016/j.neuroimage.2019.02.003
12. Dick O. E., Glazov A. L. Revealing the coupling directionality and synchronization between time series from physiological data by analysis of joint recurrences. *Chaos, Solitons and Fractals*, 2023, vol. 173, Article 113768. doi:10.1016/j.chaos.2023.113768

13. Borovkova E. I., Prokhorov M. D., Kiselev A. R., Hramkov A. N., Mironov S. A., Agaltsov M. V., Ponomarenko V. I., Karavaev A. S., Drapkina O. M., Penzel T. Directional couplings between the respiration and parasympathetic control of the heart rate during sleep and wakefulness in healthy subjects at different ages. *Frontiers in Network Physiology*, 2022, vol. 2, Article 942700. doi:10.3389/fnetp.2022.942700
14. Писарчик А. Н., Хорев В. С., Бадарин А. А., Антипов В. М., Бударина А. О., Храмов А. Е. Методология дизайна нейрофизиологических экспериментов с предъявлением визуальных стимулов для оценки уровня владения иностранным языком. *Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика*, 2023, т. 31, № 2, с. 215–226. doi:10.18500/0869-6632-003031
15. Dick O. E., Lyubashina O. A. Comparative pairwise analysis of the relationships between physiological rhythms using synchrosqueezed wavelet transform, phase dynamics modelling and recurrence. *Nonlinear Dynamics*, 2024, vol. 112, Article 19825. doi:10.1007/s11071-024-10089-w
16. Hamilton A. F. C. Hyperscanning: beyond the hype. *Neuron*, 2021, vol. 109, no. 3, pp. 404–407. doi:10.1016/j.neuron.2020.11.008
17. Hale J., Ward J. A., Buecheri F., Oliver D., Hamilton A. F. C. Are you on my wavelength? Interpersonal coordination in dyadic conversations. *Journal of Non-verbal Behavior*, 2020, vol. 44, no. 1, pp. 63–83. doi:10.1007/s10919-019-00320-3
18. Provolovski Gvirtz H. Z., Sharma M., Gutman I., Dahan A., Pan Y., Hammach J., Wilcox T. New framework for understanding cross-brain coherence in functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) hyperscanning studies. *Journal of Visualized Experiments*, 2023, vol. 200, Article e65347. doi:10.3791/65347
19. Maraun D., Kurths J. Cross wavelet analysis: Significance testing and pitfalls. *Nonlinear Processes in Geophysics*, 2004, vol. 11, pp. 505–514. doi:10.5194/npg-11-505-2004
20. Zajkowski W., Badman R. P., Haruno M., Akaishi R. A neurocognitive mechanism for increased cooperation during group formation. *Communications Psychology*, 2024, vol. 2, no. 127. doi:10.1038/s44271-024-00177-3
21. Perez A., Dumas G., Karadag M., Dunabeitia J. A. Differential brain-to-brain entrainment while speaking and listening in native and foreign languages. *Cortex*, 2019, vol. 111, pp. 303–315. doi:10.1016/j.cortex.2018.11.026
22. Ramírez-Moreno M. A., Cruz-Garza J. G., Acharya A., Chatufale G., Witt W., Gelok D., Reza G., Contreras-Vidal J. L. Brain-to-brain communication during musical improvisation: a performance case study. *F1000Research*, 2023, vol. 11, no. 989. doi:10.12688/f1000research.123515.3

UDC 612.821

doi:10.31799/1684-8853-2025-5-72-80

EDN: DDNVME

Wavelet-based coherence analysis of interbrain synchronization in collaborative game solvingV. E. Titov^a, Assistant Professor, orcid.org/0000-0002-2700-7152O. E. Dick^b, Dr. Sc., Biol., Associate Professor, orcid.org/0000-0001-5056-1779, dickviola@gmail.com^aSaint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, 67, B. Morskaya St., 190000, Saint-Petersburg, Russian Federation^bPavlov Institute of Physiology RAS, 6, Makarov Emb., 199034, Saint-Petersburg, Russian Federation

Introduction: Inter-brain synchrony during a joint cognitive activity is a relevant subject for understanding the neurophysiological mechanisms of social interaction. **Purpose:** To identify the features of in-phase, phase-lag, and anti-phase synchronization of EEG signals between two participants performing a cognitive game task. **Methods:** Wavelet transform coherence method is used for the analysis of simultaneous EEG recording from two participants, with the classification into in-phase, phase-lag, and anti-phase synchronization. Statistical significance is assessed with one-way ANOVA and surrogate data testing using the Monte Carlo method. **Results:** We report statistically significant effects of inter-brain synchronization in the alpha, beta, and gamma ranges. The in-phase synchronization is observed mainly in symmetrical occipital and parietal lobule leads, covering up to 75% of the recording interval. The phase-lag synchronization is detected in occipital, temporal, and occipito-parietal regions, with temporal coverage up to 54%. The anti-phase interactions occur predominantly in high-frequency ranges. Additionally, significant differences in synchronization duration across electrode pairs and frequency ranges are revealed. **Practical relevance:** The findings may be applied in the development of brain-computer interface technologies and in different studies of cognitive interaction, including education and training. **Discussion:** The relatively small sample size (five subjects) limits the generalization of the results, but repeated trials and statistical validation confirm the reliability of the observed effects. A promising direction for further research is the analysis of spatial sources of synchronized activity and the study of inter-individual variability.

Keywords — EEG, wavelet coherence, phase synchronization, inter-brain interactions.

For citation: Titov V. E., Dick O. E. Wavelet-based coherence analysis of interbrain synchronization in collaborative game solving. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2025, no. 5, pp. 72–80 (In Russian). doi:10.31799/1684-8853-2025-5-72-80, EDN: DDNVME

Financial support

The research was supported by state funding provided to the Pavlov Institute of Physiology of the Russian Academy of Sciences (No. 1021062411784-3-3.1.8).

References

1. Czeszumski A., Eustergerling S., Schuberth S., Lang A., Menrath D., Gerstenberger M., Schreiber F., Rendon Z., König P. Hyperscanning: A valid method to study neural inter-brain underpinnings of social interaction. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2020, vol. 14. doi:10.3389/fnhum.2020.00039
2. Balconi M., Fronda G. The use of hyperscanning to investigate the role of social, affective, and informative gestures in non-verbal communication. Electrophysiological (EEG) and inter-brain connectivity evidence. *Brain Sciences*, 2020, vol. 10. doi:10.3390/brainsci10010029
3. Li Z., Li J., Hong B., Nolte G., Engel A. K., Zhang D. Speaker-listener neural coupling reveals a right-lateralized mechanism for non-native speech-in-noise comprehension. *Cerebral Cortex*, 2023, vol. 33, no. 7, pp. 3701–3714. doi:10.1093/cercor/bhac302
4. Li Y., Wu S., Xu J., Wang H., Zhu Q., Shi W., Fang Y., Tong S., Zhang Y., Guo X. Interbrain substrates of role switching during mother-child interaction. *Human Brain Mapping*, 2024, vol. 45, no. 5, pp. 1234–1245. doi:10.1002/hbm.26672
5. Chuang C.-H., Peng P.-H., Chen Y.-C. Leveraging hyperscanning EEG and VR omnidirectional treadmill to explore inter-brain synchrony in collaborative spatial navigation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2024, vol. 18, Article 1476944. doi:10.48550/arXiv.2406.06327
6. Nguyen T., Schleihau H., Kayhan E., Matthes D., Vrtička P., Hoehl S. The effects of interaction quality on neural synchrony during mother-child problem solving. *Cortex*, 2020, vol. 124, pp. 235–249. doi:10.1016/j.cortex.2019.11.020
7. Al-Shargie F., Tariq U., Hassanin O., Mir H., Babiloni F., Al-Nashash H. Brain connectivity analysis under semantic vigilance and enhanced mental states. *Brain Sciences*, 2019, vol. 9. doi:10.3390/brainsci9120363
8. Pan Y., Dikker S., Goldstein P., Zhu Y., Yang C., Hu Y. Instructor-learner brain coupling discriminates between instructional approaches and predicts learning. *NeuroImage*, 2020, vol. 211, Article 116657. doi:10.1016/j.neuroimage.2020.116657
9. Runnova A., Zhuravlev M., Ukolov R., Blokhina I., Dubrovski A., Lezhnev N., Sitnikova E., Saranceva E., Kiselev A., Karavaev A., Selskii A., Semyachkina-Glushkovskaya O., Penzel T., Kurths J. Modified wavelet analysis of ECoG pattern as promising tool for detection of the blood-brain barrier leakage. *Scientific Reports*, 2021, vol. 11, Article 18505. doi:10.1038/s41598-021-97427-9
10. Dick O. E., Glazov A. L. Estimation of the synchronization between intermittent photic stimulation and brain response in hypertension disease by the recurrence and synchrosqueezed wavelet transform. *Neurocomputing*, 2021, vol. 455, pp. 163–171. doi:10.1016/j.neucom.2021.05.038
11. Abe M. O., Koike T., Okazaki S., Sugawara S. K., Takahashi K., Watanabe K., Sadato N. Neural correlates of online cooperation during joint force production. *NeuroImage*, 2019, vol. 191, pp. 150–161. doi:10.1016/j.neuroimage.2019.02.003
12. Dick O. E., Glazov A. L. Revealing the coupling directionality and synchronization between time series from physiological data by analysis of joint recurrences. *Chaos, Solitons and Fractals*, 2023, vol. 173, Article 113768. doi:10.1016/j.chaos.2023.113768
13. Borovkova E. I., Prokhorov M. D., Kiselev A. R., Hramkov A. N., Mironov S. A., Agaltsov M. V., Ponomarenko V. I., Karavaev A. S., Drapkina O. M., Penzel T. Directional couplings between the respiration and parasympathetic control of the heart rate during sleep and wakefulness in healthy subjects at different ages. *Frontiers in Network Physiology*, 2022, vol. 2, Article 942700. doi:10.3389/fnetp.2022.942700
14. Pisarchik A. N., Khorev V. S., Badarin A. A., Antipov V. M., Budarina A. O., Khramov A. E. Methodology of the neurophysiological experiments with visual stimuli to assess foreign language proficiency. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Prikladnaya nelineynaya dinamika*, 2023, vol. 31, no. 2, pp. 215–226 (In Russian). doi:10.18500/0869-6632-003031
15. Dick O. E., Lyubashina O. A. Comparative pairwise analysis of the relationships between physiological rhythms using synchrosqueezed wavelet transform, phase dynamics modelling and recurrence. *Nonlinear Dynamics*, 2024, vol. 112, Article 19825. doi:10.1007/s11071-024-10089-w
16. Hamilton A. F. C. Hyperscanning: beyond the hype. *Neuron*, 2021, vol. 109, no. 3, pp. 404–407. doi:10.1016/j.neuron.2020.11.008
17. Hale J., Ward J. A., Buccheri F., Oliver D., Hamilton A. F. C. Are you on my wavelength? Interpersonal coordination in dyadic conversations. *Journal of Nonverbal Behavior*, 2020, vol. 44, no. 1, pp. 63–83. doi:10.1007/s10919-019-00320-3
18. Provolovski Gvirtz H. Z., Sharma M., Gutman I., Dahan A., Pan Y., Hammach J., Wilcox T. New framework for understanding cross-brain coherence in functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) hyperscanning studies. *Journal of Visualized Experiments*, 2023, vol. 200, Article e65347. doi:10.3791/65347
19. Maraun D., Kurths J. Cross wavelet analysis: Significance testing and pitfalls. *Nonlinear Processes in Geophysics*, 2004, vol. 11, pp. 505–514. doi:10.5194/npg-11-505-2004
20. Zajkowski W., Badman R. P., Haruno M., Akaishi R. A neurocognitive mechanism for increased cooperation during group formation. *Communications Psychology*, 2024, vol. 2, no. 127. doi:10.1038/s44271-024-00177-3
21. Perez A., Dumas G., Karadag M., Dunabeitia J. Differential brain-to-brain entrainment while speaking and listening in native and foreign languages. *Cortex*, 2019, vol. 111, pp. 303–315. doi:10.1016/j.cortex.2018.11.026
22. Ramirez-Moreno M. A., Cruz-Garza J. G., Acharya A., Chatufale G., Witt W., Gelok D., Reza G., Contreras-Vidal J. L. Brain-to-brain communication during musical improvisation: a performance case study. *F1000Research*, 2023, vol. 11, no. 989. doi:10.12688/f1000research.123515.3